

Royaume du Maroc

Ministère de l'Enseignement Supérieur,

de la Recherche Scientifique et de la Formation des Cadres

Intitulé de la filière dont fait partie ce module : Techniques de Santé

ISPITS D'AGADIR

DESCRIPTIF DE MODULE

M15

RADIOLOGIE VASCULAIRE INTERVENTIONNELLE ET ULTRASONORE

1) Aperçus générale Sur le programme

Par :

Dr AGUIZIR Abdellah

Es science Physique

Le : 14- 02- 2016 1er element

18-04-2016 2eme element

Eléments du programme

2. PRE-REQUIS PEDAGOGIQUES

(Indiquer les modules requis pour suivre ce module.)

M4, M6, M7, M8, M9, M10

3. OBJECTIFS DU MODULE

ELT 1 : Echographie et Lithotripsie

Expliquer les principes physiques mis en œuvre en ultra sono graphie

Décrire les techniques et équipements utilisés en ultra sono graphie

Expliquer les principes physiques mise en œuvre en Lithotripsie

Décrire les techniques et équipements utilisés en Lithotripsie

Elt 2 : Angiographie

identifier les champs d'application de l'activité interventionnelle guidée par l'image radiologique.

Décrire les protocoles et équipements utilisés en radiologie interventionnelle

4. COMPOSITION DU MODULE

4.1. Enseignement

Matières	**Volume horaire global**		
	Cours	**TD**	**TP**
1. Angiographie 2. Echographie et Lithotripsie	40 40		
Total	**80**		
Total général	**80h**		

M4, M6, M7, M8, M9, M10

Module 4: Sciences biologiques

- Elément 1 : Anatomie et Physiologie humaine
- Elément 2 : Biologie Humaine

Module 6 : Sciences physiques

Physique générale

Physique appliquée aux techniques de l'image

Module 7 : Ostéologie

Module 8: Anatomie Radiologique et Topographique

Elément 1 : Anatomie Topographique

Elément 2 : Anatomie Radiologique

Module 9 : Pathologies et Sémiologie

Elément 1 : pathologie

Elément 2 : sémiologie

Module 10 : Notions de SIB et pharmacologie

Elément 1 : SIB

Elément 2 : Pharmacologie

5. CONTENU

5.1. Matières

(Donner une description sommaire des programmes de chaque matière.)

Elt 1 : échographie et lithotripsie

- Bases théoriques physique de la propagation des ultrasons dans la matière ,avantages et limite des ultrasons
- équipements et protocoles thérapeutiques utilisés en lithotripsie

Elt 2 : Angiographie

- Les interventions :

Explorations vasculaires et cardiologiques invasives

75

Ponction et biopsie

- Les actes thérapeutiques : angioplastie, embolisation, drainages, injections thérapeutiques

- Description et modalités de mise en œuvre des différents examens interventionnels diagnostiques et thérapeutiques pour l'ensemble des disciplines médicales et chirurgicales utilisant les agents physiques pour le geste et/ou avoir une action thérapeutique. Traitements (reconstruction et navigation...) et optimisation de la qualité image.
- Organisation du travail, interprofessionalité, obligations réglémentaires et recommandations. Spécificité des installations d'imagerie intervetionelle, équipements, environnement.
- Prise en charge du patient aux différentes étapes d'un examen interventionnel : préparationpsychologique et somatique. Blans biologiques et influence des tratements en cours.
- Initiations au démarches de consultations pré et post interventionnelles.
- Notions élémentaires d'anésthésie-réanimation en milieu interventionnel et les traitements médicamentaux de l'urgence : le chariot de l'urgence.

7.2. Notes des éléments du module (matières ou activités pratiques)

(Pour chaque élément du module, préciser les coefficients de pondération attribués aux différents contrôles pour obtenir la note de l'élément.)

25 % contrôles continus 75 % examen

7.3. Note du module

(Préciser les coefficients de pondération attribués aux différents éléments pour obtenir la note du module.)

Elt 1 50% Elt 2 50%

7.4. Validation du module

(Pour chaque élément du module, préciser la note minimale requise pour la validation du module).

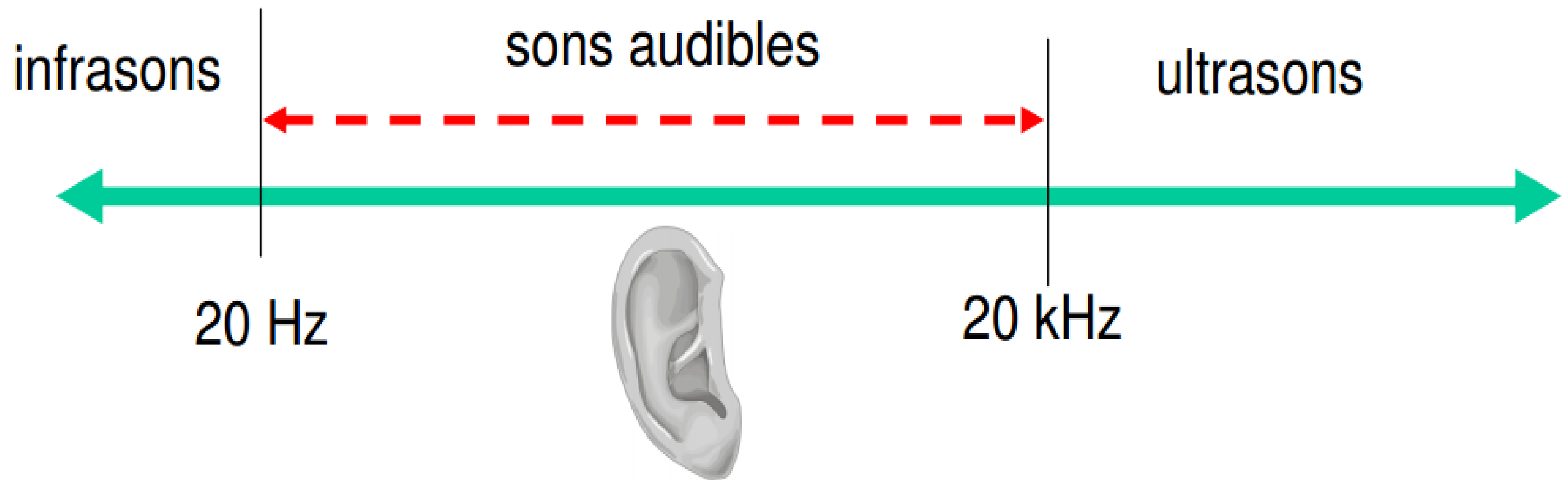
Un module est validé si sa note est supérieure ou égale à 10/20 et si aucune note des éléments le composant n'est inférieure à (5 /20)

Les sources (diagnostique / thérapeutique)

Les ondes sonores

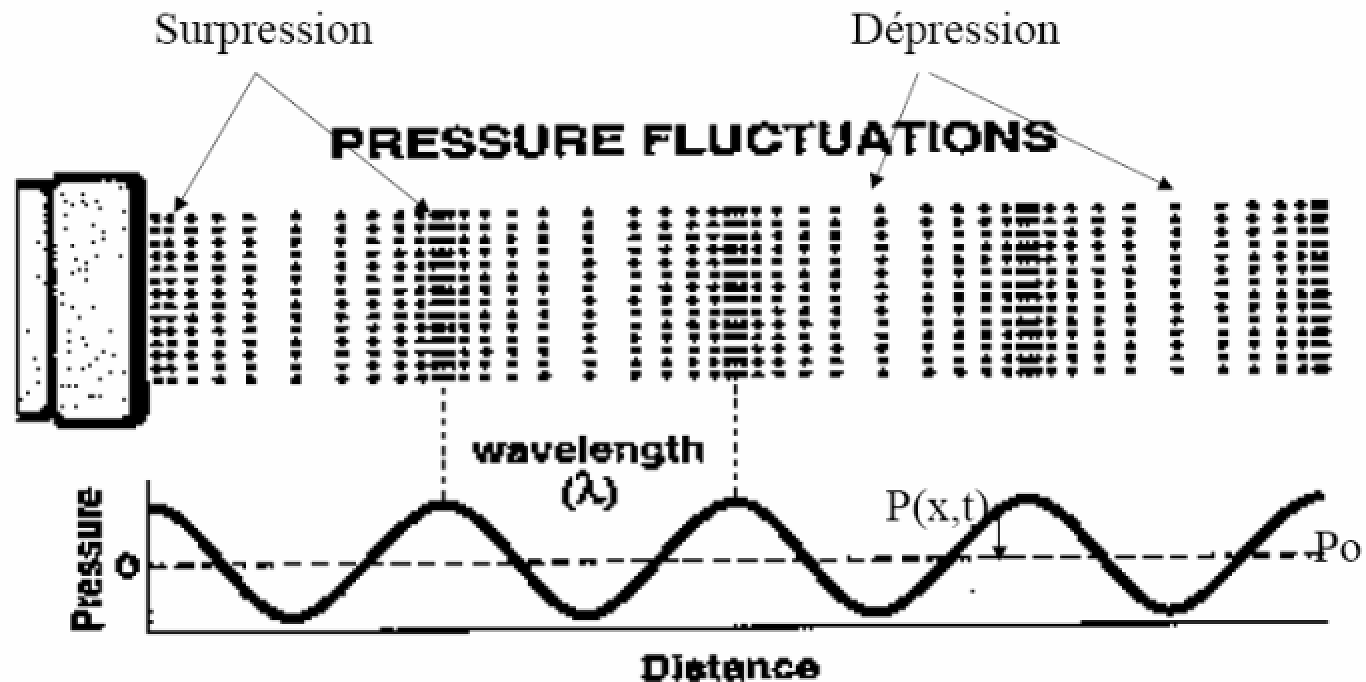
Les ondes électromagnétique RX

Les ondes sonores



Fréquences utilisées en médecine : de 1 à 15 MHz

Ondes élastiques ne pouvant se propager que dans un milieu matériel, ≠ des rayonnements électro-magnétiques



Onde (ultra) sonore = Onde de Pression
Surpression
Dépression
PRESSURE FLUCTUATIONS
wavelength
(λ)
P(x,t)
Po
Pressure
0
Distance
Ptot = Po + p (x,t)
= Pression atmosphérique
+ Sur (Dé)pression
Pression acoustique

Application1: Echographie

Echographes et sondes



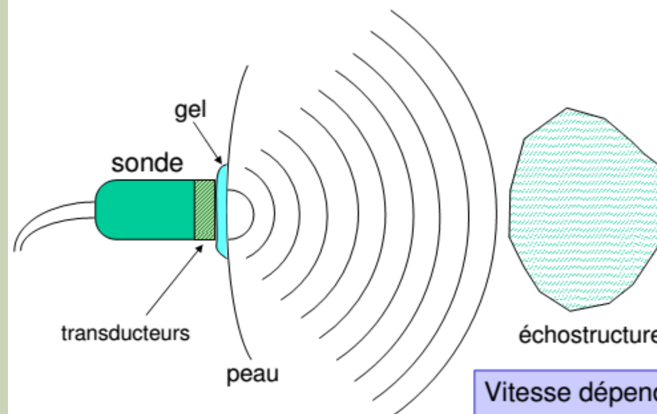








Propagation des ondes US



Vitesse dépendante du milieu

air : 343 m.s^{-1} eau : 1540 m.s^{-1}

Echographie obstétricale



Un examen échographique



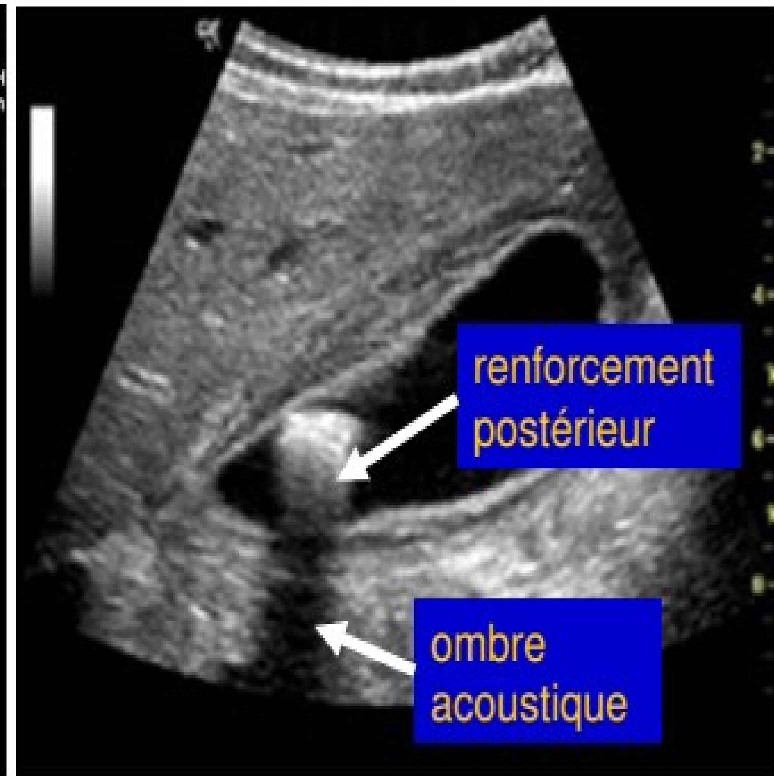
Vue d'un fœtus
dans le ventre maternel

Exemple:

Echographie biliaire



Foie et vésicule biliaire

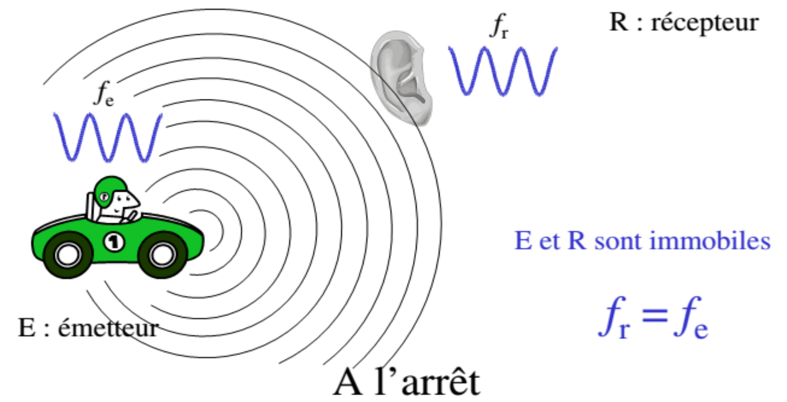


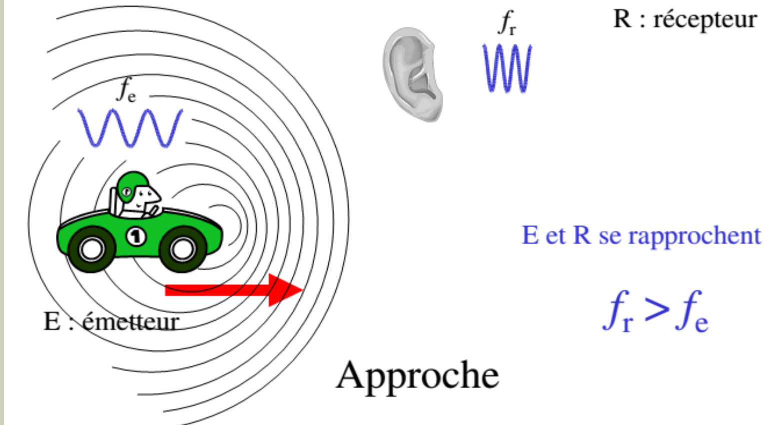
Calcul dans la vésicule

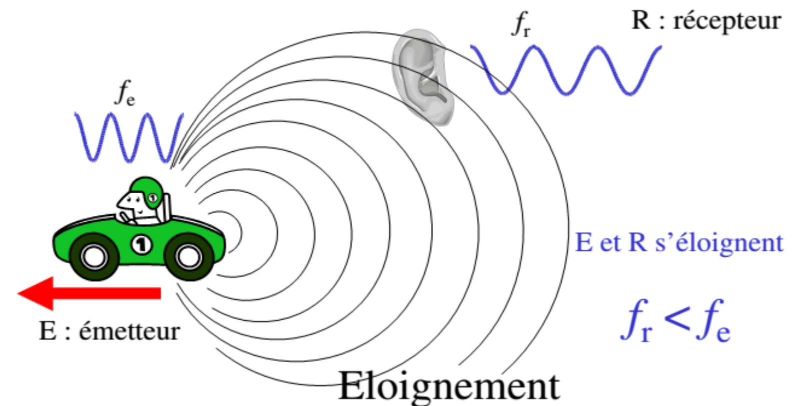
Application 2: Doppler

L'effet Doppler

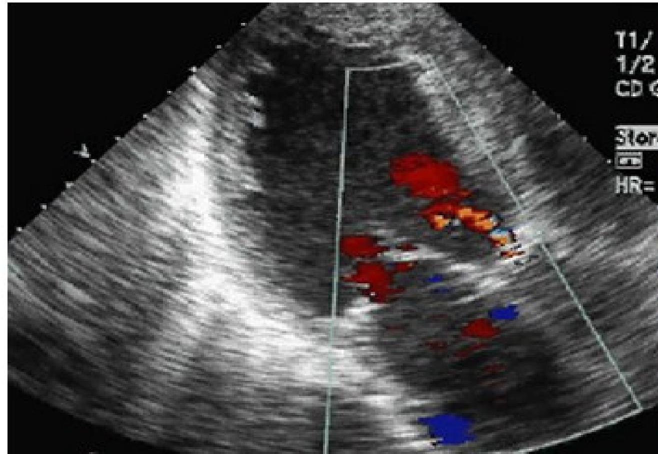
- Modification observée de fréquence d'une source sonore lorsque la source et l'observateur se déplacent l'un par rapport à l'autre.
- Exemples :
  - bruit de voiture ou de klaxon en mouvement
  - décalage de couleur selon la vitesse des étoiles



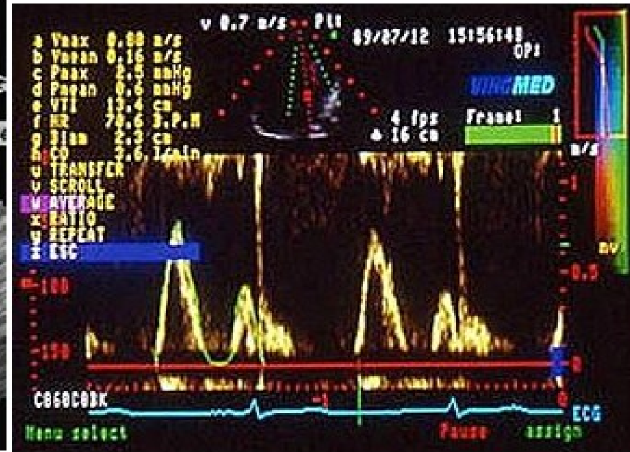




Echo-doppler intracardiaque



Plan aorto-mitral



Flux trans-mitral

Mesure de la vitesse du sang

- Vélocimétrie Döppler des hématies :

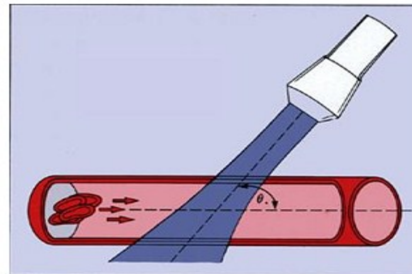
  si le déplacement n'est plus colinéaire, il faut tenir compte de l'angle θ.

La fréquence Döppler F_D

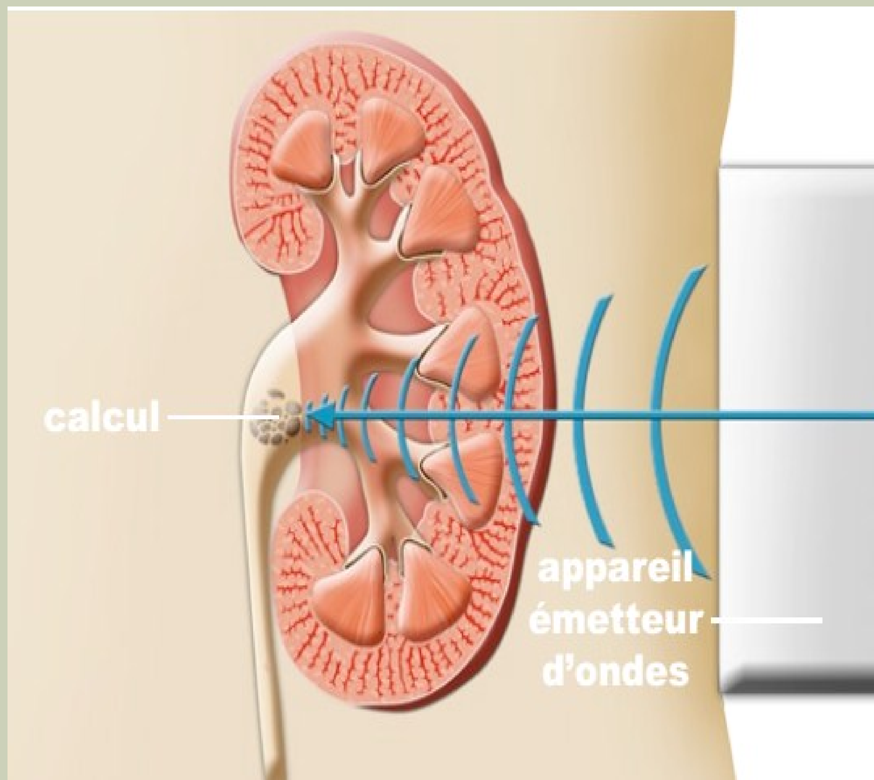
vaut : $f_r''' - f_e$

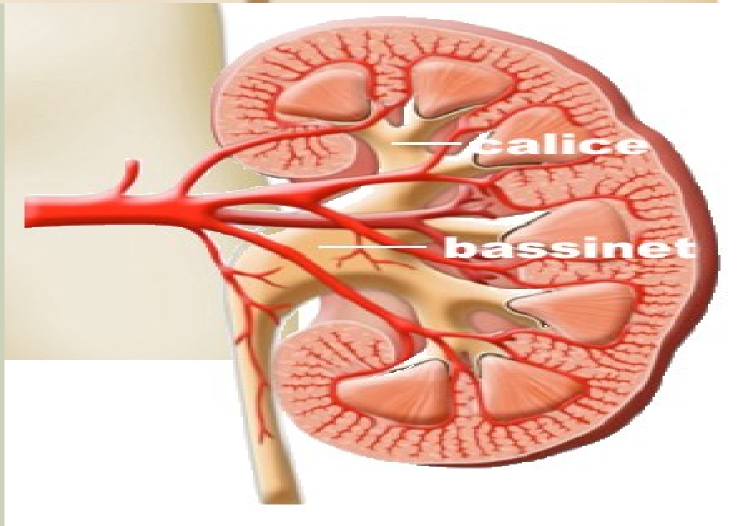
$$F_D = 2 f_e \times \frac{v}{c} \cos\theta$$

$$v = \frac{c}{2 f_e \cos\theta} . F_D$$



Application3: Lithotripsie





sonde

uretère

vessie

mise en
place de
la sonde

Un appareil de lithotripsie



Figure 7 : Le lithotriteur à source électroconductive Sonolith I-sys du service

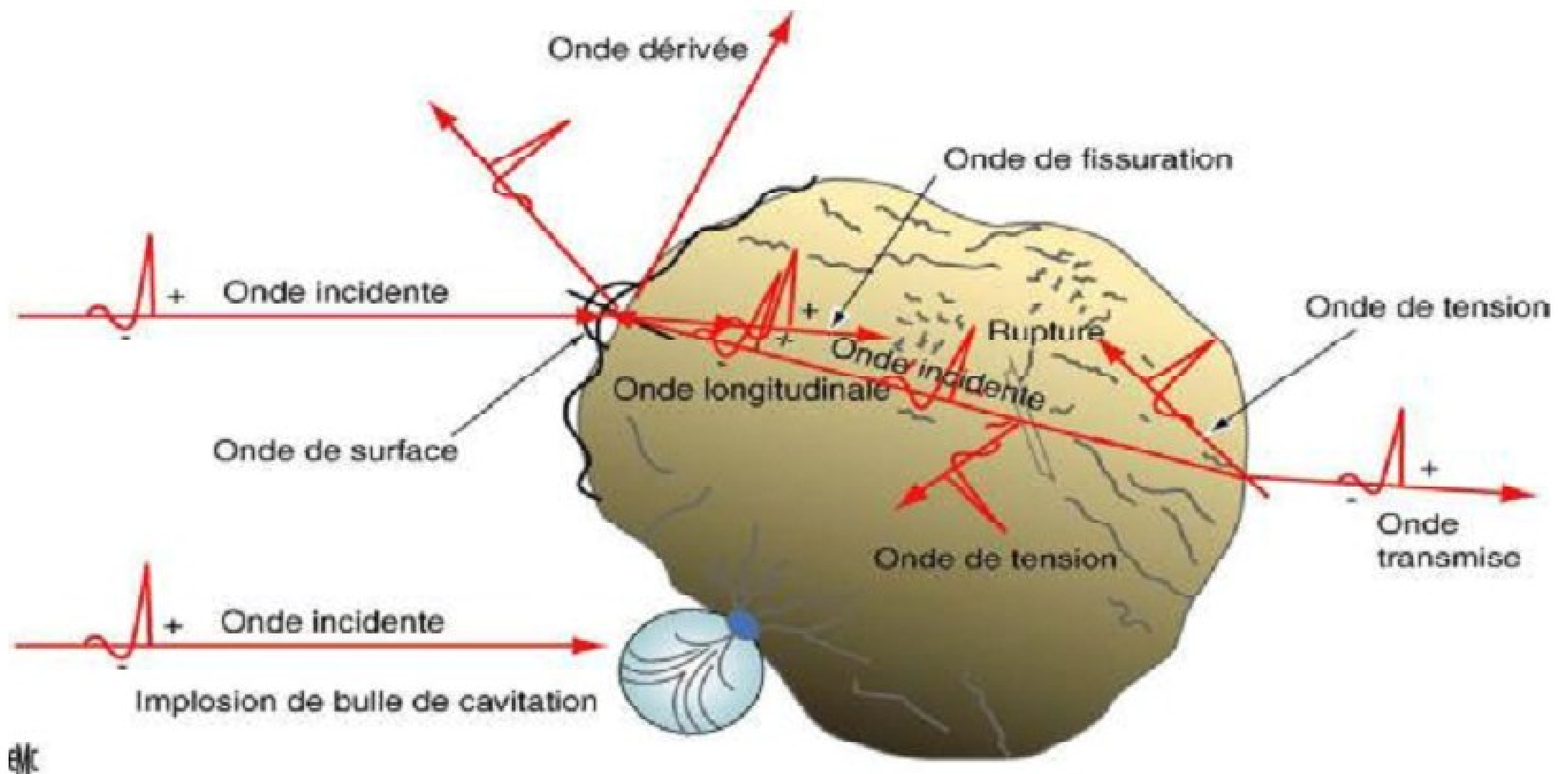
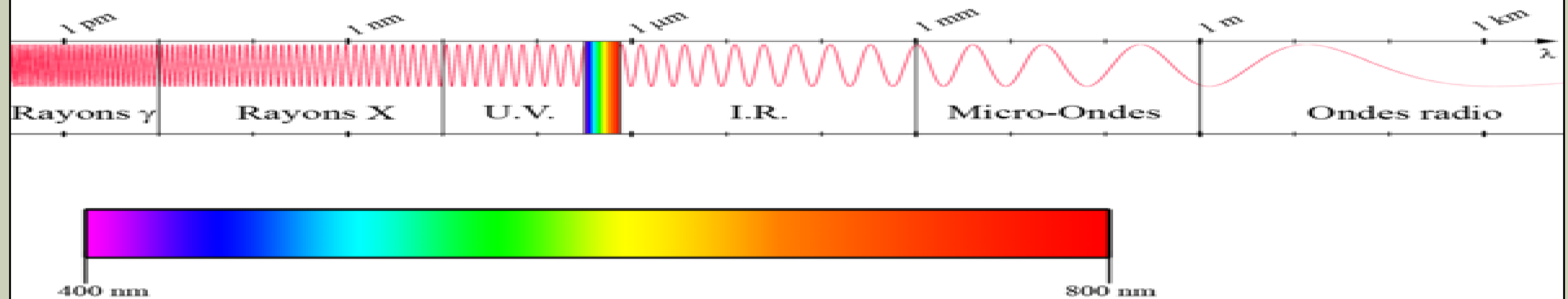
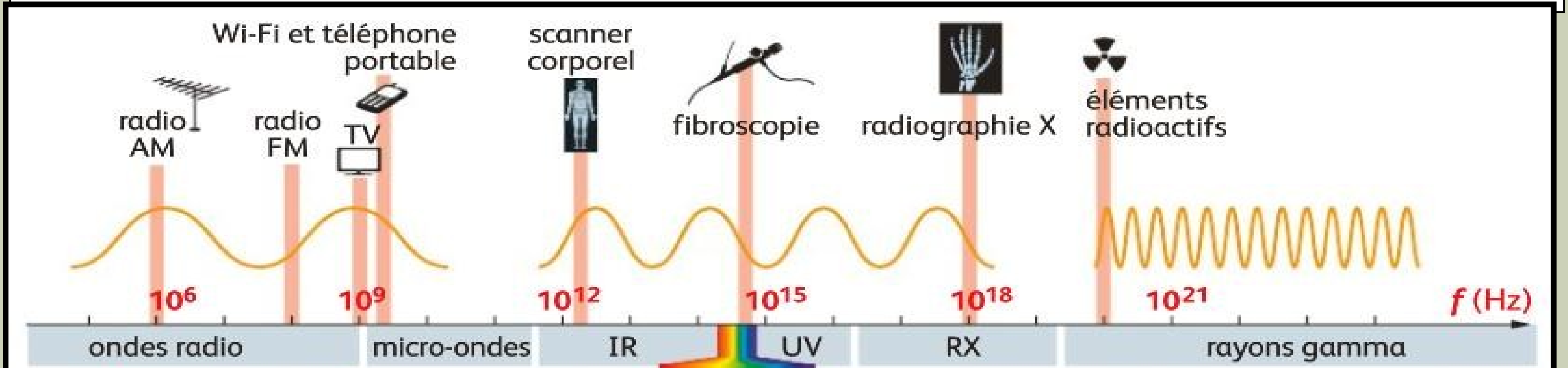
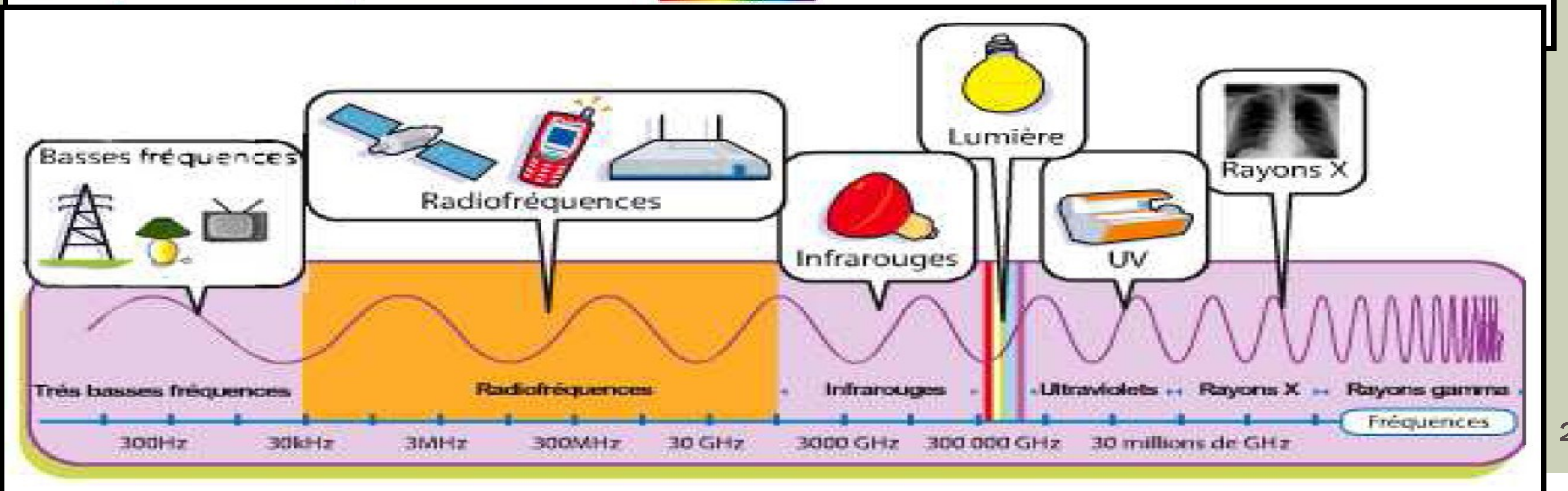


Figure 6 : Principes de fragmentation d'un calcul par les ondes de choc extracorporelles [13].

Les ondes électromagnétique : Rayons X







I – DEFINITION D'UNE ONDE

1°/ DEFINITION

Une onde est la propagation d'une perturbation produisant sur son passage une variation réversible des propriétés physiques locales.
Elle transporte de l'énergie sans transporter de matière.

2°/ EXEMPLE

Jeter un caillou dans une étendue d'eau provoque une modification locale du niveau d'eau et engendre une perturbation qui se propage.

Un objet qui flotte reste toujours à la même position lors du passage de la perturbation, il monte et il descend, mais ne se déplace pas horizontalement.
Ainsi cette perturbation n'entraîne pas de courant d'eau mais un déplacement d'énergie capable de mettre l'objet en mouvement.



1°/ AVEC OU SANS SUPPORT MATERIEL

Les phénomènes ondulatoires recouvrent une grande variété de situations physiques très différentes.

Ainsi, certaines ondes (dites matérielles) ont besoin d'un support matériel pour se propager. C'est le cas dans l'exemple précédent. De même l'oscillation de l'extrémité d'une corde se propagera le long de la corde. Les signaux sonores se propagent dans l'air et non dans le vide. Ce sont des ondes mécaniques : la perturbation met en jeux une grandeur mécanique.

D'autres ondes n'ont pas besoin de support matériel, comme les ondes électromagnétiques qui se propagent dans l'air comme dans le vide. La perturbation met en jeux le champ électromagnétique.

III – AFFAIBLISSEMENT

1°/ DISSIPATION

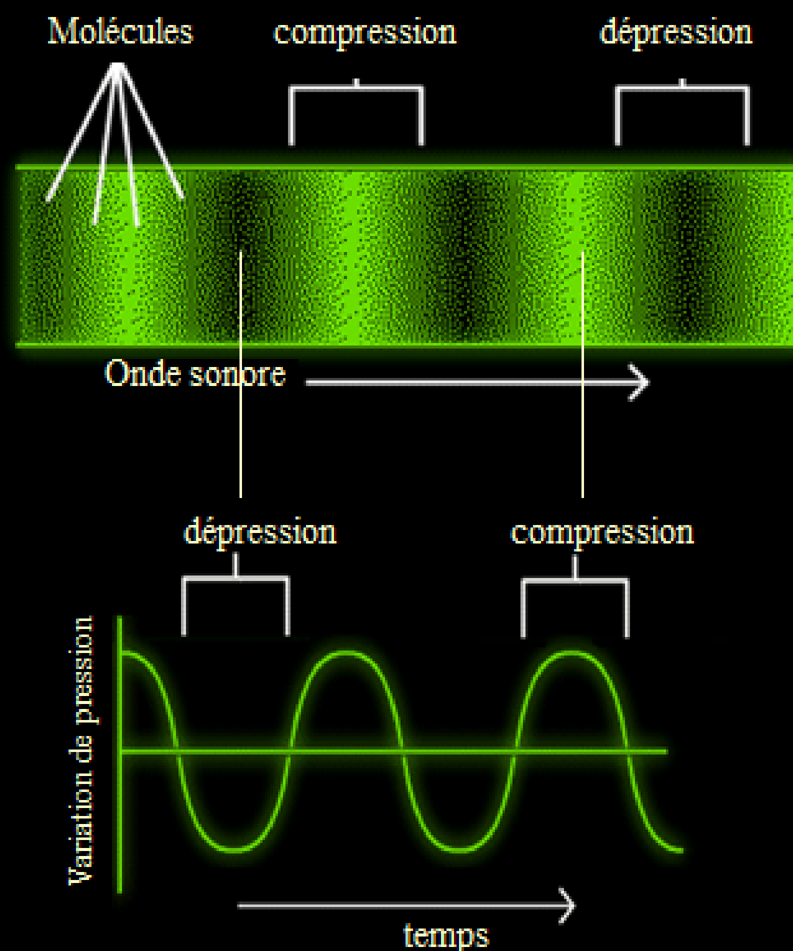
Si la propagation de l'onde s'accompagne de pertes causées par des frottements mécaniques ou des pertes par effet joules (câbles électriques), il y a dissipation d'énergie se traduisant par une diminution de l'amplitude de la perturbation.

2°/ ONDES SPHERIQUES SANS DISSIPATION

L'énergie émise par la source dans un milieu de propagation isotrope se répartie dans un angle solide de 4π stéradians.
L'énergie émise par unité de surface est $E/(4\pi R^2)$
Un capteur de surface s placé à la distance R recueille donc une énergie $Ec = Es/(4\pi R^2)$.

L'énergie recueillie est inversement proportionnelle au carré de la distance.
Quand la distance double, l'énergie est divisée par 4.

Nature de l’onde sonore



En observant la forme sinusoïdale de la figure ci-contre, et en se basant sur le modèle de l’onde progressive, on définit une onde sonore de propagation par:

$$\Delta p = \Delta p_0 \sin(kx - \omega t)$$

$$où\, k = \frac{2\pi}{\lambda} \text{ et } \omega = \frac{2\pi}{T}$$

Les ondes acoustiques sont des ondes élastiques que l'on classe selon leur fréquence F en :

- infra-sons $F < 20$ Hz
- sons audibles 20 Hz $< F < 20$ kHz
- ultra-sons 20 kHz $< F < 200$ MHz
- hyper-sons $F > 200$ MHz

Ces limites sont évidemment approximatives. On sait générer des hypersons dont la fréquence dépasse plusieurs Gigaherz.

Rappelons que la fréquence s'exprime en Hertz (1 Hz = 1 cycle par seconde) et que l'on utilise en pratique les multiples suivants :

1 kHz (1 kilo Hz) = 10^3 Hz

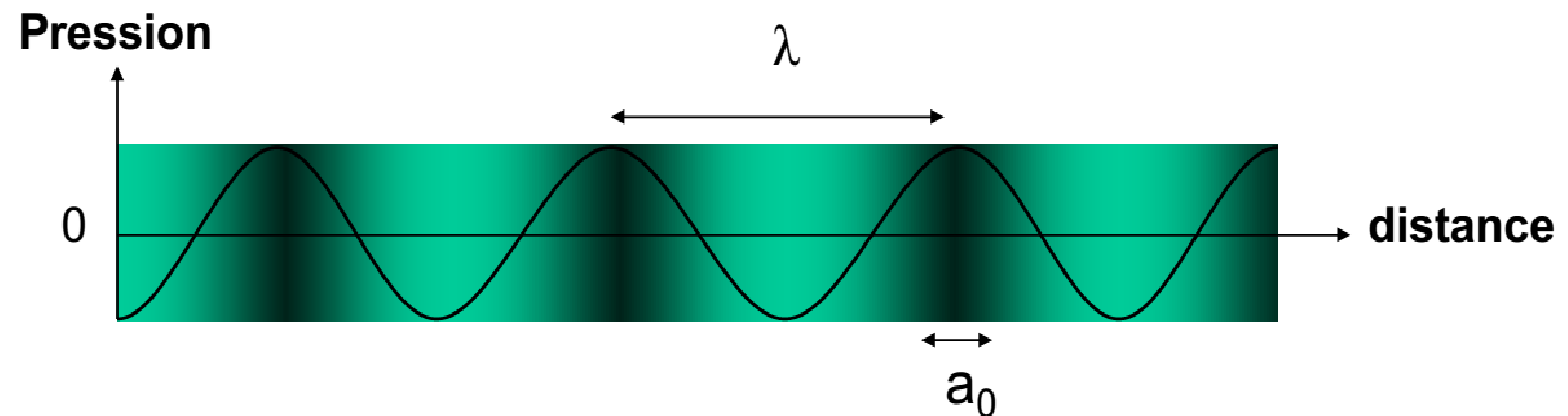
1 MHz (1 Méga Hz) = 10^6 Hz

1 GHz (1Giga Hz) = 10^9 Hz

L'inverse de la fréquence est la période T ($T = 1/F$). C'est le temps, en secondes, qui sépare les deux instants les plus rapprochés où l'onde a les mêmes caractéristiques.

Onde progressive : propagation dans un milieu d'une perturbation d'une ou de plusieurs caractéristiques physiques de ce milieu

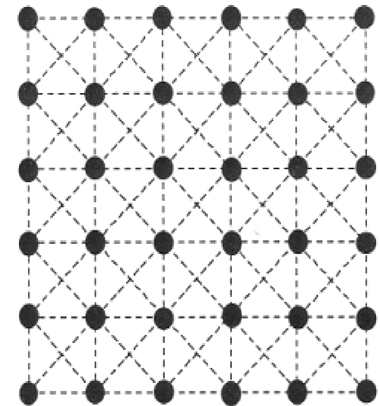
Ondes acoustiques : **vibrations mécaniques ordonnées correspondant à des variations de pression des milieux traversés.**



λ = longueur d'onde (phénomène ***périodique***)

a_0 = amplitude d'oscillation maximale

Caractéristiques des ondes acoustiques



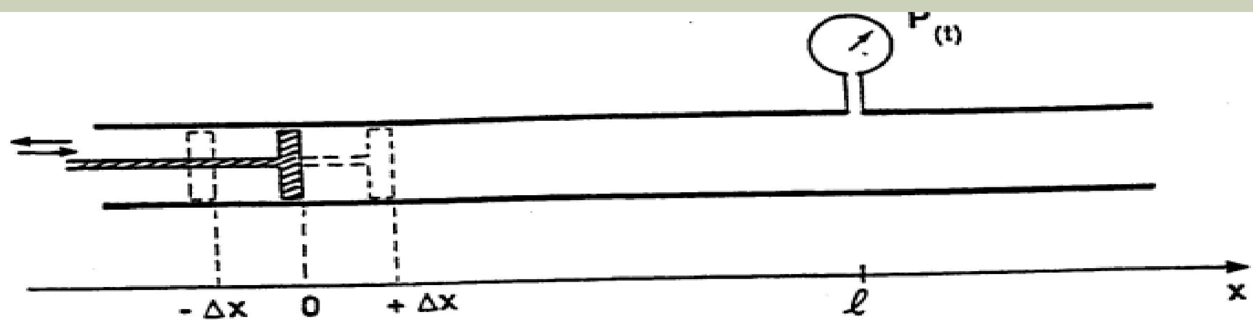
- Propagation de l'énergie de proche en proche grâce aux forces de liaison inter-moléculaires (ne se propagent pas dans le vide)
- Transport d'énergie sans transport de matière

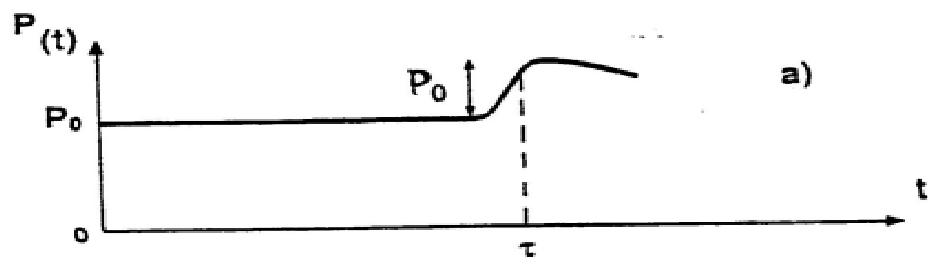
- Déplacements moléculaires dans la direction ***longitudinale*** (pour les tissus mous) autour d'une position d'équilibre
- Le déplacement d'une particule du milieu en fonction de sa position de départ (x) et du temps (t) est donné par la relation

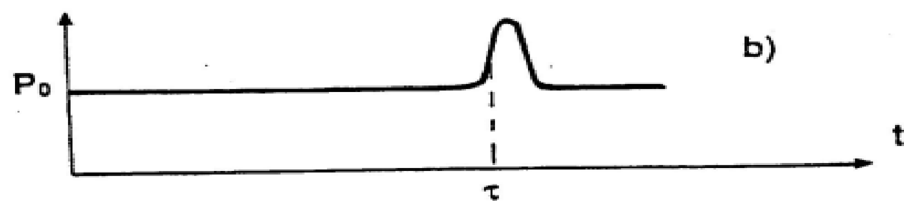
$$a = a_0 \sin(\omega t - kx)$$

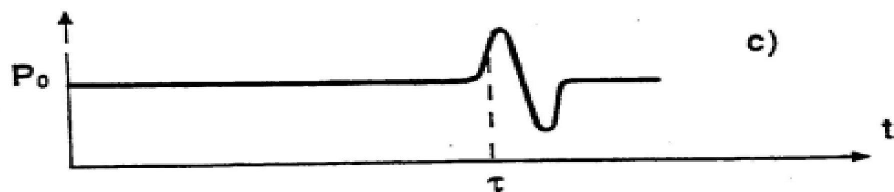
ω (pulsation en $rad.s^{-1}$) = $2\pi/T$ (T : période)

a_0 : déplacement maximal de la particule


P(t)
- Δx
0
+ Δx
ℓ
x


P(t)
P0
P0
a)
t
0
τ


P0
b)
t
τ


P0
c)
t
τ


d)
P0
2 P0
τ
t

c. Le piston est animé d'un mouvement sinusoïdal $x = \Delta x_0 \sin\omega t$: la jauge montre (figure 1d) que la pression varie en fonction du temps selon la loi sinusoïdale suivante :

$$P(t) = P_0 + p_0 \sin(\omega t + \phi) \qquad (1)$$

où $\omega = 2\pi F = 2\pi/T$ est la pulsation, reliée à F et à T.

P(t) s'appelle l'<u>amplitude</u> de pression de l'onde. P_0 désigne l'amplitude de la pression du milieu au repos. ϕ est le déphasage temporel de l'onde par rapport au déplacement du piston. Il dépend de x. La durée qui sépare deux maxima est la <u>période</u>.

La fonction P(x) s'écrit :

$$P(x) = P_0 + p_0 \sin(kx + \psi) \qquad (3)$$

3. Variation de la pression à la fois dans l'espace et dans le temps

Les relations (1) et (3) peuvent être combinées et mises sous la forme :

$$\mathbf{p(x,t) = p_0 \sin(\omega t - kx)}$$

$$\mathbf{p(x,t) = p_0 \sin(\omega t - kx)} \qquad (4)$$

où $p = P - P_0$ s'appelle la <u>pression acoustique</u>. Dans cette relation, $-kx$ représente le déphasage temporel ϕ de la relation (1) et ωt le déphasage spatial ψ de la relation (3). Dans l'argument du sinus, ωt représente la vibration temporelle des particules de part et d'autre de leurs positions d'équilibre et $- kx$ est le terme de propagation des vibrations dans l'espace.

Remarques

a) La relation (4) est l'équation représentative d'une onde dite progressive et plane. Dans l'exemple qui a été choisi, il s'agissait d'une onde plane parce que la pression est supposée être la même sur toute la surface du piston, c'est à dire, en tout point d'un plan d'onde perpendiculaire à la direction de propagation.

b) L'onde acoustique est une onde longitudinale. Cela signifie que les mouvements des particules élémentaires du milieu ont lieu le long de la direction de propagation. Un exemple macroscopique d'une telle onde serait la propagation d'une déformation longitudinale d'un ressort à boudin dont on pince quelques spires. Il existe également des ondes transversales pour lesquelles le mouvement

Paramètres caractérisant l'onde acoustique

- **Célérité (c)** : vitesse de propagation de l'onde dans le milieu. Elle dépend ***uniquement*** des propriétés physiques du milieu. [m.s^{-1}]

$$c = Z/\rho = \sqrt{E/\rho}$$

Z (impédance)

ρ (masse volumique)

E (module d'élasticité)

- **Longueur d'onde (λ)** : distance séparant 2 points identiques de l'onde acoustique. [m]

- **Période (T)** : délai séparant 2 points identiques de l'onde acoustique [s]

- **Fréquence (F)** : nombre de variations de pression par seconde. [Hertz – Hz]

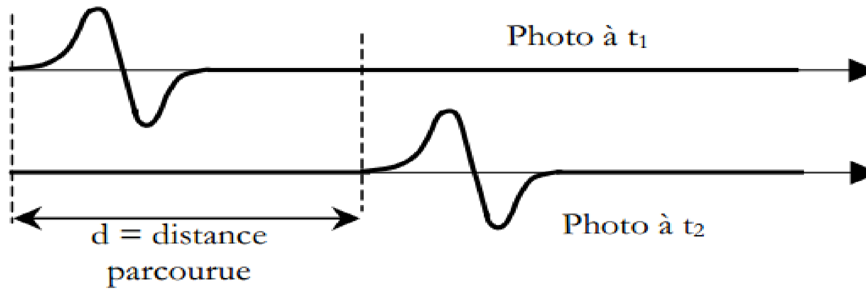
$$F = 1/T$$

$$\lambda = c.T = c/F$$

$$\omega = 2\pi/T = 2\pi \,.\, F$$

Célérité d'onde

1°/ DEFINITION



Célérité de l'onde :

$$c = d / (t_2 - t_1)$$

Exemple : Vitesse des ondes sonores dans l'air à 15 °C et 1 Bar : 340 m s^{-1}

Vitesse des ondes mécaniques longitudinales dans l'acier : 3200 m s^{-1}

Vitesse des ondes électromagnétiques dans le vide : $3 \cdot 10^8$ m s^{-1}

Vitesse des ondes électromagnétiques dans un câble coaxial : $2 \cdot 10^8$ m s^{-1}

2°/ FACTEURS AFFECTANT LA CELERITE

Pour une onde matérielle, plus le milieu est rigide, plus la célérité est grande.

Plus l'inertie du milieu est grande, plus la célérité diminue.

Pour une onde électromagnétique, la vitesse de propagation sera généralement d'autant plus grande que le milieu est dilué. (voir l'indice de réfraction $n = C_{vide}/V$)

– Célérité de l'onde

$$c = 1/\mathrm{sqr}(\rho.\mu)$$

ρ : masse spécifique au repos

μ : coefficient de compressibilité

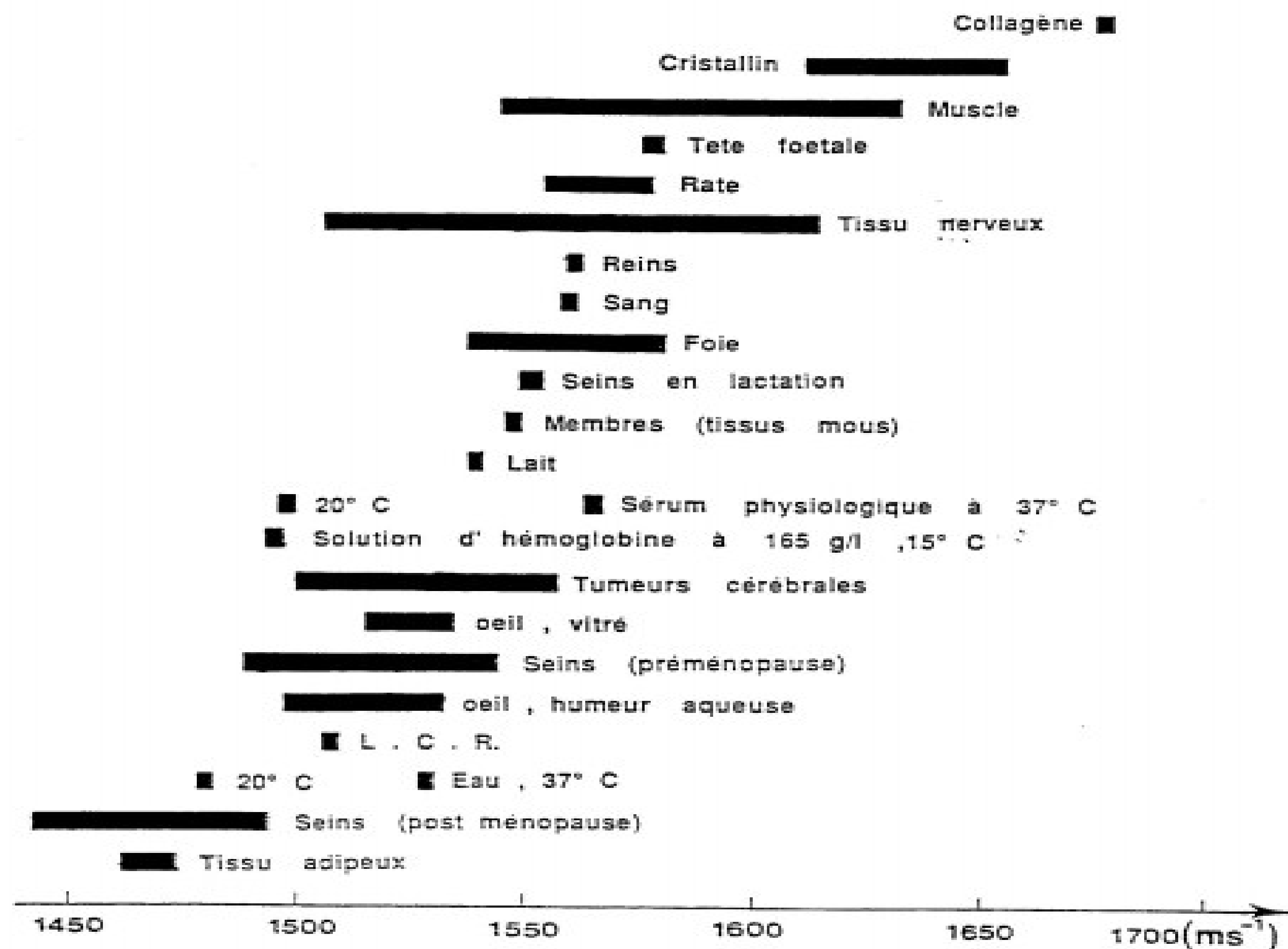
unité : m/s

Exemples : tissu graisseux : 1450 m/s
eau 37° : 1510 m/s 120° : 1480 m/s
tissu sanguin : 1550 m/s
muscle : => 1650 m/s

VITESSE DE PROPAGATION

Substance	Température °C	Vitesse m/s
Gaz		
Gaz carbonique	0	259
Oxygène	0	316
Air	0	331
Air	20	343
Hélium	0	965
Liquide		
Chloroforme	20	1004
Éthanol	20	1162
Mercure	20	1450
eau	20	1482
Solide		
Plomb	-	1960
Cuivre	-	5010
Verre	-	5640
acier	-	5980

FIGURE 5 : célérité des ultrasons dans diférents milieux biologiques



Application médicale

Milieu	Vitesse (ms)
air	330
eau	1480
Tissus mous	1540
os	4080

Pour une sonde émettant à 7,5 MHz dans des tissus mous, la longueur d'onde peut être facilement calculée :

$$\lambda = 1540 / 7\,500\,000 = 0{,}2 \text{ mm}$$

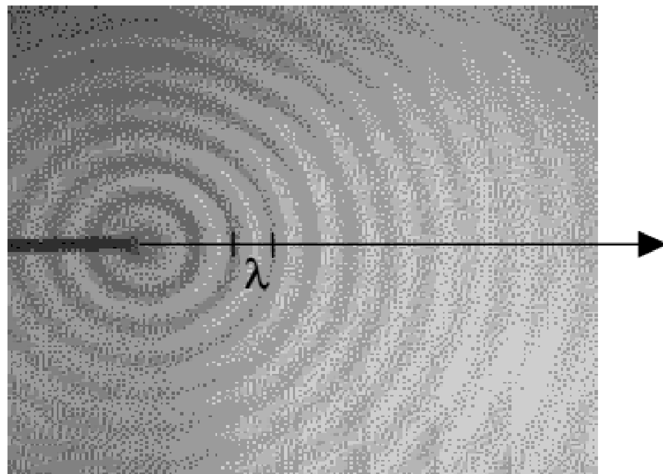
La fréquence de la sonde a un effet direct sur la résolution de l'image échographique.

IV – ONDE PROGRESSIVE PERIODIQUE

1°/ INTRODUCTION

Au lieu de jeter un seul petit caillou dans l'eau, on recommence à intervalle de temps régulier appelé période T.
Au lieu d'avoir une perturbation unique (onde circulaire) qui se propage, on obtient des vagues successives. Une photo à un instant donné de la surface de l'eau montre des cercles concentriques correspondant chacun au jet d'un caillou.

En réalité, on réalise cette expérience avec la cuve à onde. Un vibreur vient perturber périodiquement la surface de l'eau.



L'intervalle de temps entre deux excitations est T. L'onde se propage à la vitesse c
La distance parcourue par l'onde pendant T est appelée longueur d'onde λ.
Elle apparaît encore comme la distance entre deux creux sur la photo.

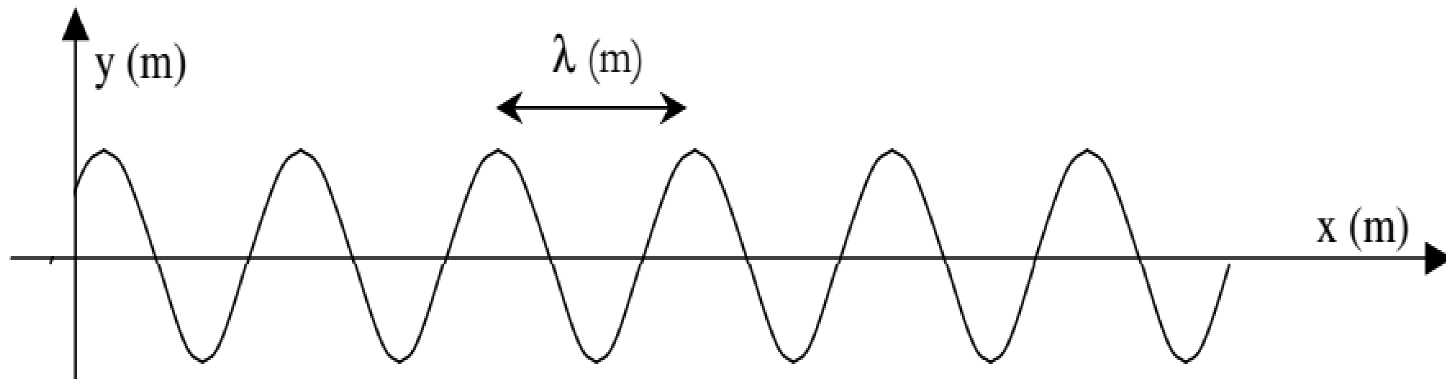
On a : $\lambda = c\,T$

2°/ DOUBLE PERIODICITE

On prend une photo du milieu à un moment donné :

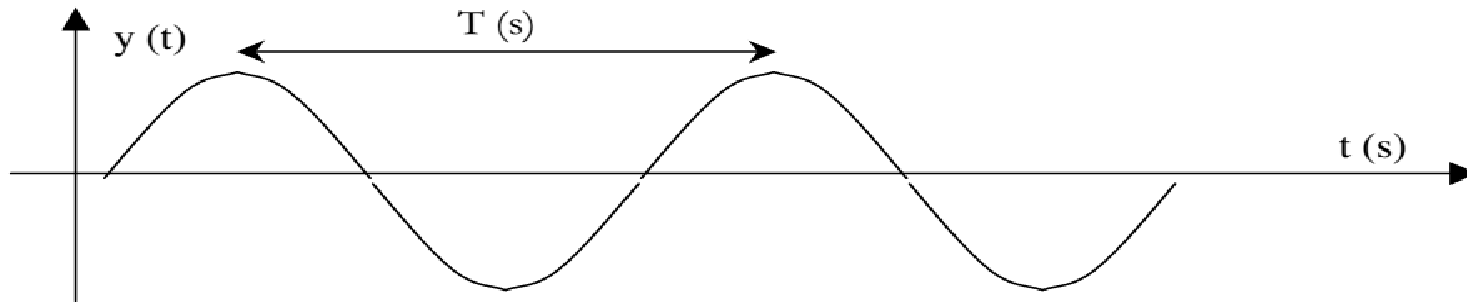
- La hauteur de l'eau dans une direction donnée varie de façon périodique (ici presque sinusoïdalement) en fonction de la position.

- On a donc une périodicité spatiale. La distance entre deux maxima (ou minima) est la période spatiale encore appelée longueur d'onde λ.



On se place en un point donné :

- La hauteur de l'eau décrit une oscillation sinusoïdale au cours du temps.
- Sa période correspond à la période T de l'excitation. C'est une période temporelle.



Ainsi une onde progressive périodique est caractérisée par une double périodicité :

- Période spatiale λ en m
- Période temporelle T en s.

$$\lambda = c\,T$$

Les longueurs d’onde restent limitée à des valeurs très faibles

		5MHz	100MHz	2GHz
eau	→	0.3mm	15µm	0.75µm
acier	→	1.2mm	60µm	3µm

Paramètres caractérisant l'onde acoustique

- **Pression acoustique (p)** [Pa]
- **Intensité acoustique ou puissance surfacique (I)** : énergie moyenne traversant perpendiculairement l'unité de surface par unité de temps [mW.cm^{-2}]

$$I = \frac{p^2}{2\,\rho\,.\,c} = \frac{p^2}{2\,.\,Z}$$

p (Pression)

Z (impédance)

ρ (masse volumique)

c (célérité)

Pour l'imagerie, les intensités acoustiques utilisées sont de l'ordre de 10 à 100 mW/cm². Aucun effet biologique n'est détectable en-dessous de 1 W/cm².

Intensité acoustique

- **Pression Acoustique (Pascal)**

= pression exercée sur une surface 1 m2

rapport seuil audible et douleur = 1/10000000

- **le Bel ou Décibel**

= 10 log base 10 d'un rapport de deux grandeurs de niv. sonore par rapport à une référence

$$dB = 10\ Log_{10}(W/W_0)$$

Intensité x 10 tous les 20 dB, Puissance x 100

Niveau sonore /
Pression acoustique

- L'oreille est sensible à des **variations de pression acoustique (en Pa ou Pascals)**. Elle est très sensible puisque le rapport des pressions acoustiques entre le « premier son » audible et un son douloureux est de 1 million (10^6).
- On définit ainsi le :
  - **seuil d'audibilité** PO = 20µPa ou 2.10^{-5} Pa
  - **seuil de douleur** P = 20Pa
- On a donc été amené à utiliser un artifice pour gérer cette échelle de sensibilité : l'échelle logarithmique qui entre un son juste audible et un son douloureux permet un découpage en ***120 unités appelées décibels***.

Niveau sonore

- On définit le niveau sonore, comme le rapport de 2 pressions acoustiques :
  - P, pression acoustique de la source
  - P0, pression acoustique correspondant au plus petit son audible par l'oreille humaine.
- On choisit d'exprimer ce rapport sous une forme logarithmique pour le ramener dans des proportions raisonnables.
- Niveau de pression acoustique (Lp) est ainsi définit :

$Lp = 10 \log P_2/P_{O2}$ en dB ou en dB(A)

  - P_2= puissance acoustique de la source
  - P_{02} = puissance de référence (10^{-12} W)

Décibel

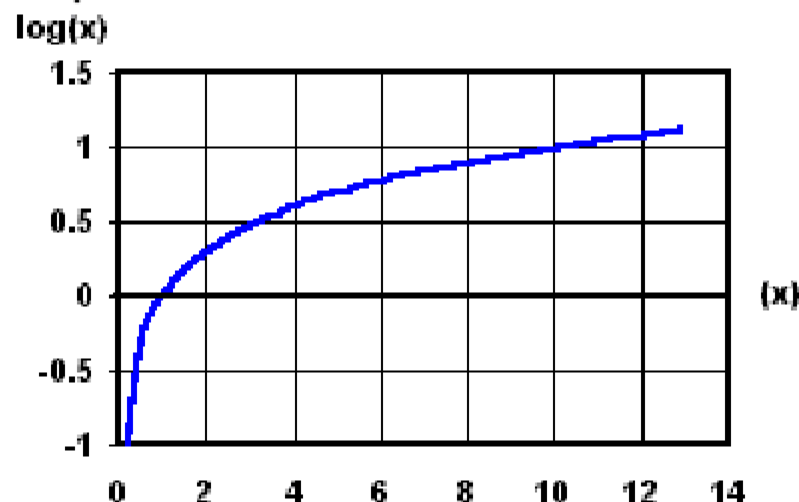
- Le décibel est l'expression de la mesure sonore. Il s'agit d'une unité sans dimension permettant d'exprimer le rapport des valeurs de deux puissances, ou de deux pressions ou de deux intensités.
  - ! le dB n'est pas une unité en soi
  - attention les Niveaux sonores ne s'additionnent pas arithmétiquement : 60 dB + 60 dB ≠ 120 dB (cf. infra)

Logarithmes

- **Logarithme népérien, logarithme décimal**
  - Un logarithme se calcule part rapport à une base. (En décimal on utilise "10" comme base.)
    Les logarithmes népériens ont pour base la valeur **e** = 2.71828. Le logarithme népérien de **e** est égal à 1.
  - En abrégé ou dans les démonstrations mathématiques, on écrit ln(x) pour parler du logarithme népérien de x et log(x) pour préciser qu'il s'agit du logarithme décimal.
  - Le log décimal est calculé à partir du log népérien à l'aide de la formule :

$$\log(x) = \ln(x)/\ln(10)$$

où ln(10) = 2,30259



Intensité de l'onde sonore

L'oreille humaine est sensible à des intensités sonores allant de 10^{-12} W/m^2 à 1 W/m^2, soit un rapport de 1 à 1 000 000 000 000. Pour ramener cette large échelle d'intensités à une échelle plus réduite qui exprime mieux la sensibilité de nos oreilles aux variations de niveau sonore, on a adopté la notation logarithmique et créé le décibel (dB).

$$\beta = 10 \log\left(\frac{I}{I_0}\right)$$

Où $\boldsymbol{I}$ est l'intensité mesurée et $\boldsymbol{I_0}$ est une valeur de référence. Si l'on prend $\boldsymbol{I_0}$ égal à 10^{-12} W/m^2, le seuil d'audibilité correspond à $\boldsymbol{\beta} = 0$ dB.

Pa	Bar	dB SL	Puissance (W)	Correspondance
2000 000	20	220	10 000 000 000	
200 000	2	200	100 000 000	
101 300	1.013	194	25 118 864	Pression atmosphérique.
20 000	0.200	180	1000 000	Fusée.
2000	0.020	160	10 000	
200	0.002	140	100	Avion à réaction.
20	0.000 200	120	1 Watt	Seuil de douleur.
2	0.000 020	100	0.01	Discothèque.
0.2	0.000 002	80	0.000 100	Grand orchestre.
0.02	0.000 000 200	60	0.000 001	Rue, lieu public.
0.002	0.000 000 020	40	0.000 000 010	Conversation normale.
0.000 200	0.000 000 002	20	0.000 000 000 100	Chuchotement.
0.000 020	0.000 000 000 200	0 dB	0.000 000 000 001	Unité d'échelle de normalisation
0.000 002	0.000 000 000 020	-20	0.000 000 000 000 010	

Paramètres caractérisant le milieu

- **La masse volumique (ρ)** : masse par unité de volume [Kg.m^{-3}]
- **L'élasticité ou module d'Young (E)** : constante reliant la déformation du milieu à la contrainte exercée (loi de Hooke). Il est d'autant plus grand que le milieu est moins compressible [Kg.m^{-1}.s^{-2}]
- **L'impédance acoustique (Z)** : caractéristique du milieu, définie par

$$Z = \rho \cdot c = \sqrt{E \cdot \rho} \qquad [Kg.m^{-2}.s^{-1}]$$

6. NOTION D'IMPEDANCE ACOUSTIQUE

Reprenons la relation (10) : $p = \rho c\ u$. Cette relation est comparable à celle qui existe en électricité entre la différence de potentiel $V_A - V_B = \Delta V$ entre deux points A et B d'un circuit électrique, et l'intensité i du courant qui le traverse : $\Delta V = Z\ i$.

Intensité	I	0,24	cal/sec.cm^2
Célérité	c	1500	m/sec
Longueur d'onde	l	1,5	mm
Déplacement maximum	a_0	0,018 mm	(180Å)
Vitesse maximum	u_0	12	cm/sec
Accélération maximum	g_0	71000	g
Pression acoustique Max	p_0	1,8	atm
Pression de radiation sur un obstacle absorbant complètement		0,069	atm

Tableau 1

Caractéristiques physiques d'une onde acoustique plane de 1MHz et 1W/cm^2 se propageant dans de l'eau (d'après WELLS)

Le tableau I-2 donne les valeurs de Z pour quelques tissus biologiques.

Tissu	Masse spécifique (kg/m^3) x 10^{-3}	Impédance caractéristique ($kg/m^2/s$) x 10^{-6}
sang	1,06	1,62
squelette	1,38 - 1,81	3,75 - 7,38
cerveau	1,03	1,55 - 1,66
tissu adipeux	0,92	1,35
reins	1,04	1,62
foie	1,06	1,64 - 1,68
poumon	0,40	0,26
muscle	1,07	1,65 - 1,74
rate	1,06	1,65 - 1,67
eau	1,00	1,52

Tableau I-2

Masse spécifique et impédance caractéristique des tissus biologiques (d'après WELLS)

La constante de proportionnalité Z est l'impédance électrique du circuit AB (en courant continu, Z se ramène à la résistance R et la relation précédente est la loi d'Ohm bien connue).

Dans la relation (10), p est analogue à la différence de potentiel ΔV et u au courant i. Le rapport p / u définit alors l'impédance acoustique, Z, du milieu :

$$\mathbf{Z = \rho\, c} \qquad (13)$$

L'impédance acoustique est une grandeur caractéristique de la nature du milieu dans lequel se propage l'onde acoustique.

Milieu	Z [10^6 Kg.m^{-2}.s^{-1}]	c [m.s^{-1}]
Air	0,0004	331
Poumon	0,26 – 0,46	650 – 1160
Graisse	1,38	1450
Eau (37°)	1,52	1530
Sang	1,61	1560
Muscle	1,65 – 1,74	1545 – 1630
Os	3,75 – 7,38	2700 – 4100

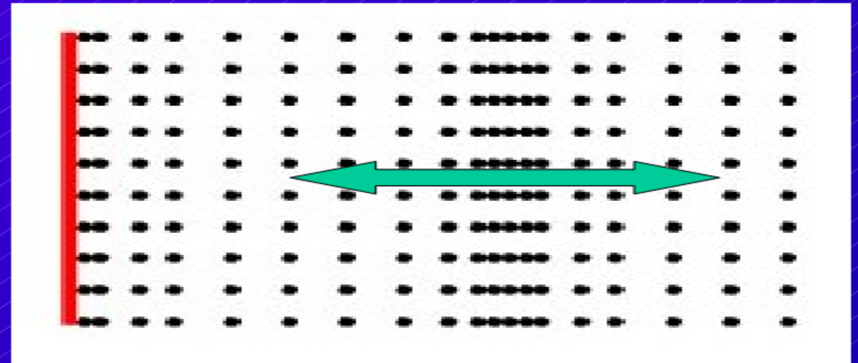
Les types d'ondes 1) Polarisation

Une caractéristique fondamentale est la direction de vibration : la Polarisation

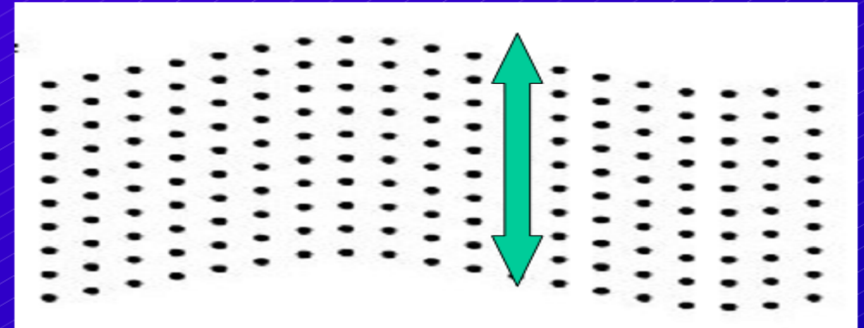
Longitudinales (fluides, solides)

Transversales (solides)

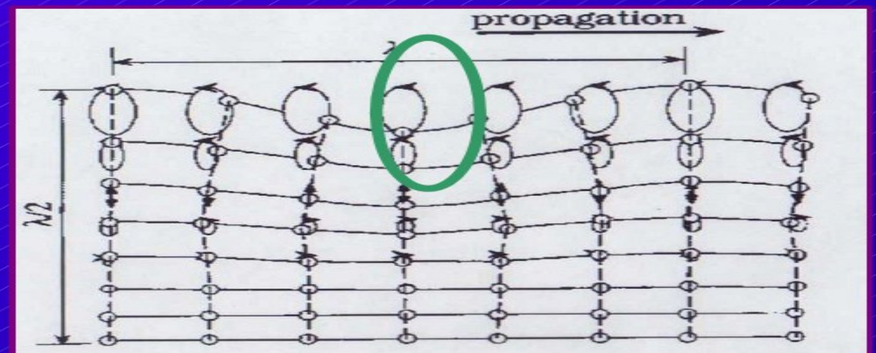
Onde Longitudinale : déplacement rectiligne parallèle à la direction de propagation



Onde Transversale : déplacement rectiligne perpendiculaire à la direction de propagation

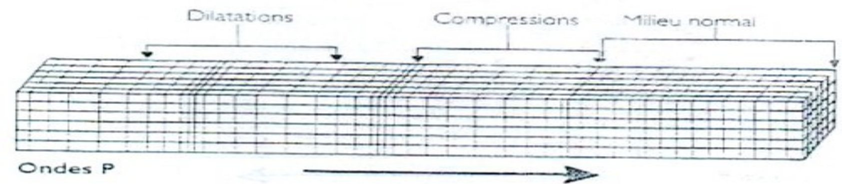


Onde de Rayleigh : déplacement elliptique parallèle à la direction de propagation

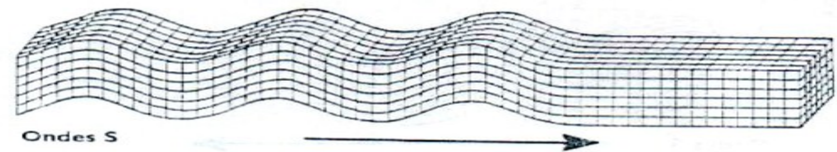


Autre présentations : ondes sismiques

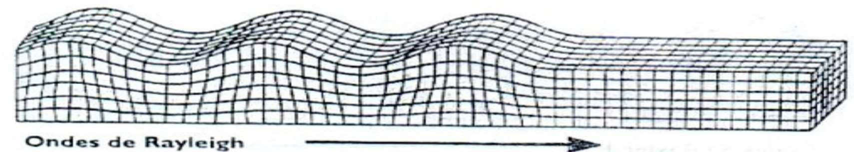
Ondes Longitudinales :



Ondes Transversales ou de Cisaillement :



Ondes de Rayleigh :

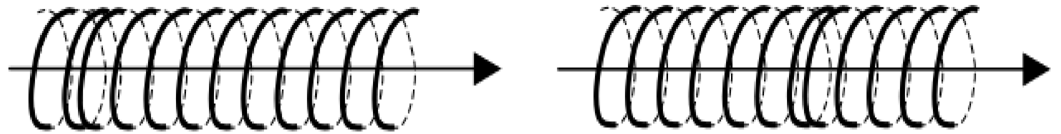


2°/ ONDES LONGITUDINALES OU TRANSVERSALES

Soient u vecteur unitaire dans la direction du déplacement de l'énergie et v la vitesse de l'onde :

- u // v : l'onde est longitudinale.

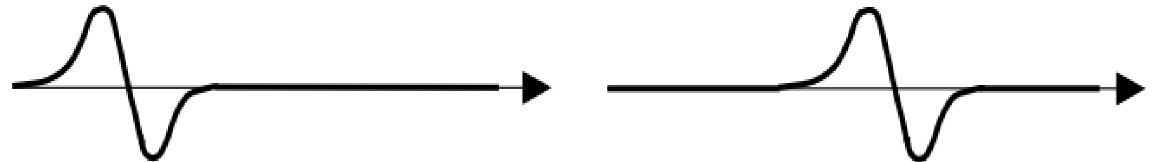
  Exemple : Ressort à boudin.



Si on comprime deux spires, on voit se former après les avoir libérées, une onde de compression des spires qui se propage suivant la droite que constitue l'axe de symétrie du ressort. L'onde et l'énergie se propagent dans la même direction, l'onde est longitudinale à une dimension.

- u ⊥ v : l'onde est transversale.

  Exemple : Corde



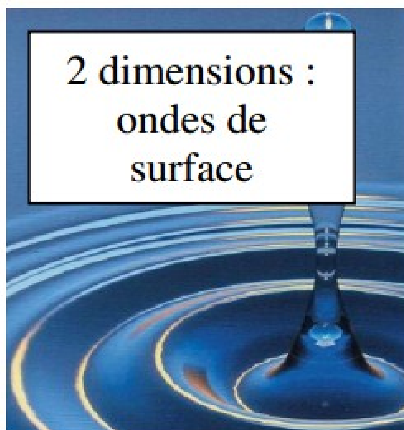
Si on agite l'extrémité d'une corde très longue, le mouvement de la corde se fait verticalement alors que l'onde se propage horizontalement. L'onde est transversale.

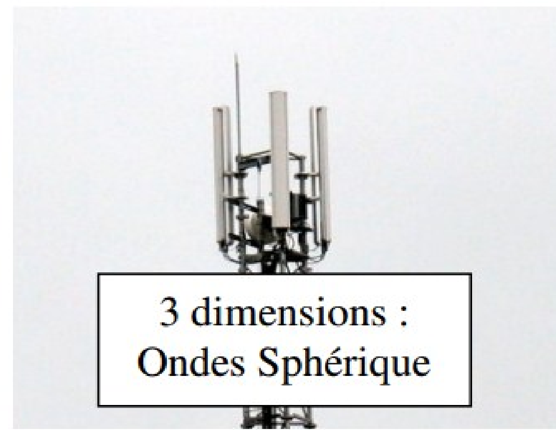
3°/ DIMENSIONS DES ONDES





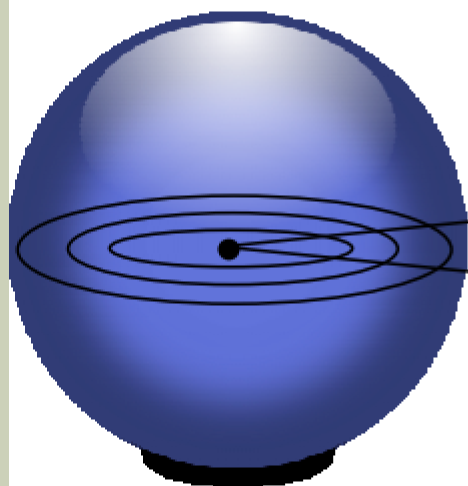
1 dimension :
Ex : corde / ressort





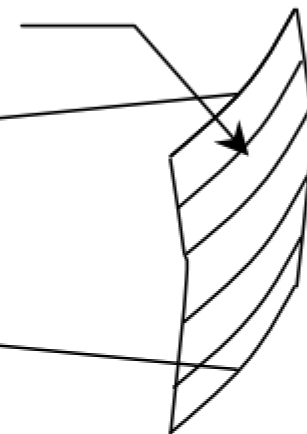
Pour les ondes tridimensionnelles, l'ensemble des points d'égale déformation constituent la surface d'onde. C'est la surface d'une sphère pour les ondes sphériques.

A grande distance de la source, le rayon de courbure de la sphère R est tel que : $R \gg \lambda$. La sphère est assimilable à un plan. On parle alors d'onde plane. La surface d'onde devient un plan d'onde.

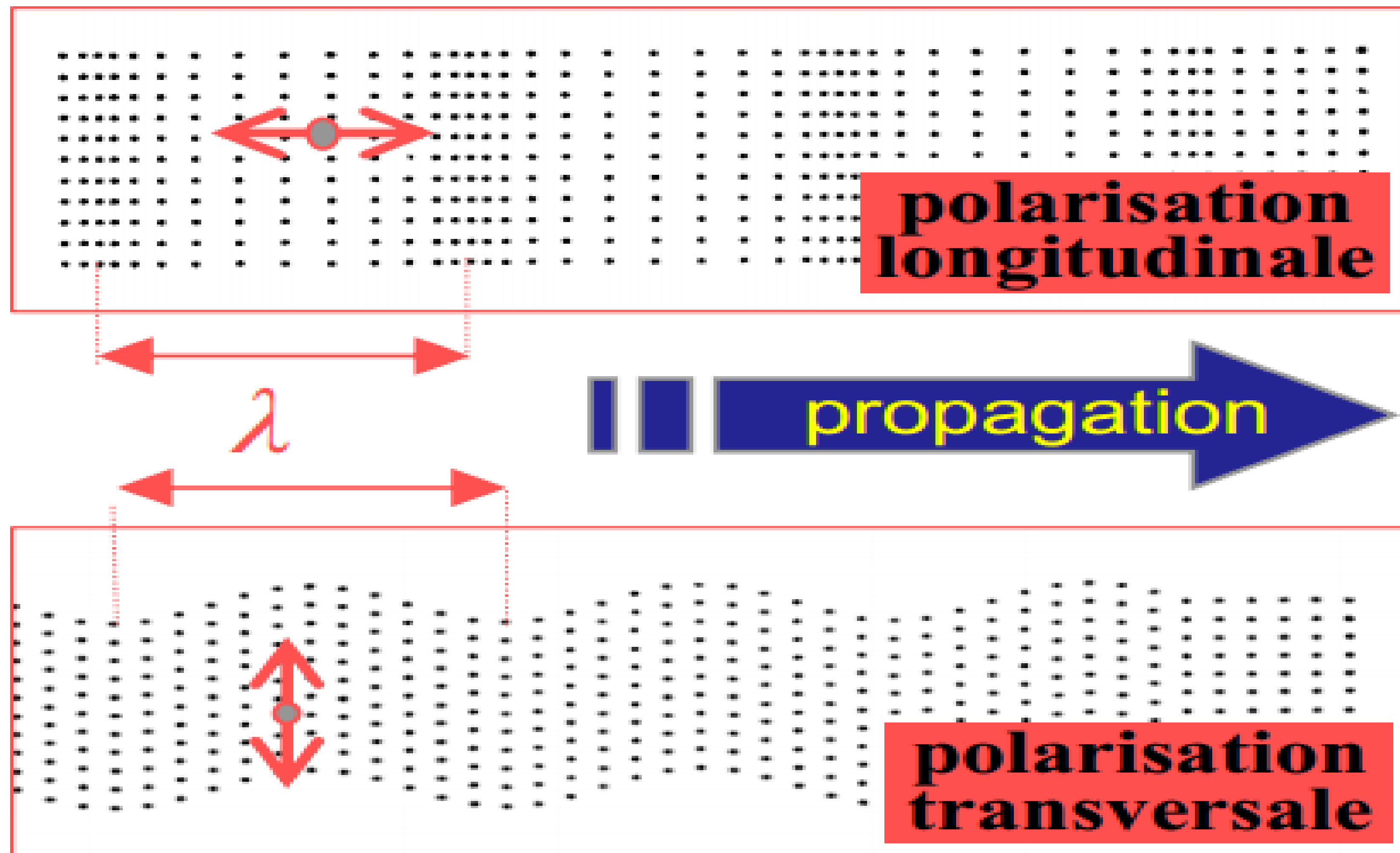


Si $R \gg \lambda$
Surface d'onde ≈ plan d'onde.
=> Onde plane

R



ONDE PLANE


polarisation longitudinale
λ
propagation
polarisation transversale

Pour une excitation sinusoïdale, le mouvement des particules (5) peut être décrit par une loi semblable à la relation (4) :

$$a(x,t) = a_0 \sin(\omega t - kx) \qquad (5)$$

La vitesse de vibration des particules, *u(x,t) est la dérivée du déplacement par rapport au temps. Dans notre exemple, elle a pour expression :*

$$u(x,t) = \partial a(x,t)/\partial t = a_0 \ \omega \cos(\omega t - kx)$$

ou bien

$$u(x,t) = a_0 \ \omega \sin(\omega t - kx + \pi/2) \qquad (6)$$

L'accélération des particules, *g(x,t), est la dérivée de la vitesse par rapport au temps. Dans notre exemple, elle s'écrit :*

$$g(x,t) = \partial^2 a(x,t)/\partial t^2 = \partial u(x,t)/\partial t = -\ \omega^2 a_0 \sin(\omega t - kx)$$

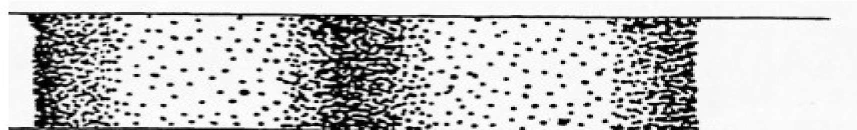
$$g(x,t) = -\ \omega^2 a(x,t) \qquad (7)$$

$$c = \sqrt{E/\rho}$$

$$\partial^2 a/\partial x^2 = (1/c^2)(\partial^2 a/\partial t^2)$$

$$a(x,t) = a_0 \sin(\omega t - kx)$$

$$p(x,t) = \rho\, c\, u(x,t)$$



La figure 4 représente à un instant t, dans le tuyau, l'état du déplacement, a(x,t), des particules de part et d'autre de leur position moyenne, leur vitesse, u(x,t), (déphasée de + π/2 par rapport au déplacement), la pression, p(x,t) (en phase avec la vitesse), et la densité de particules (proportionnelle à la pression).

$$c = \sqrt{E/\rho}$$

$$\partial^2 a/\partial x^2 = (1/c^2)(\partial^2 a/\partial t^2)$$

$$a(x,t) = a_0 \sin(\omega t - kx)$$

$$p(x,t) = \rho\ c\ u(x,t)$$

$$\lambda = cT = c/F$$

- Propagation des US
  - Impédance acoustique caractéristique Z (dB)

$$Z = \rho.c$$

Z <=> mesure de la raideur ou de la résistance

Si Z élevée (ex : eau) => milieu ‘dur’, vitesses et élongations faibles, célérité élevée

Si Z faible (ex : air) => milieu ‘mou’, vitesses et élongations élevées, célérité basse

	ρ	c	Z
os	1.74	2.77	4,81
muscle	1.07	1.57	1,67
foie	1.04	1.55	1,61
eau	1.00	1.50	1,50
graisse	0.94	1.48	1,39
air	0.001	0.34	0,00034

2- interaction des ultrasons aux interfaces

Rappel : l'impédence acoustique Z est la résistance à la propagation de l'onde acoustique.

$$Z = \rho \, . \, C$$

On appelle donc interface acoustique, toute zone de séparation entre deux milieux

d'impédances acoustique Z différentes

Le devenir des US dépend de :

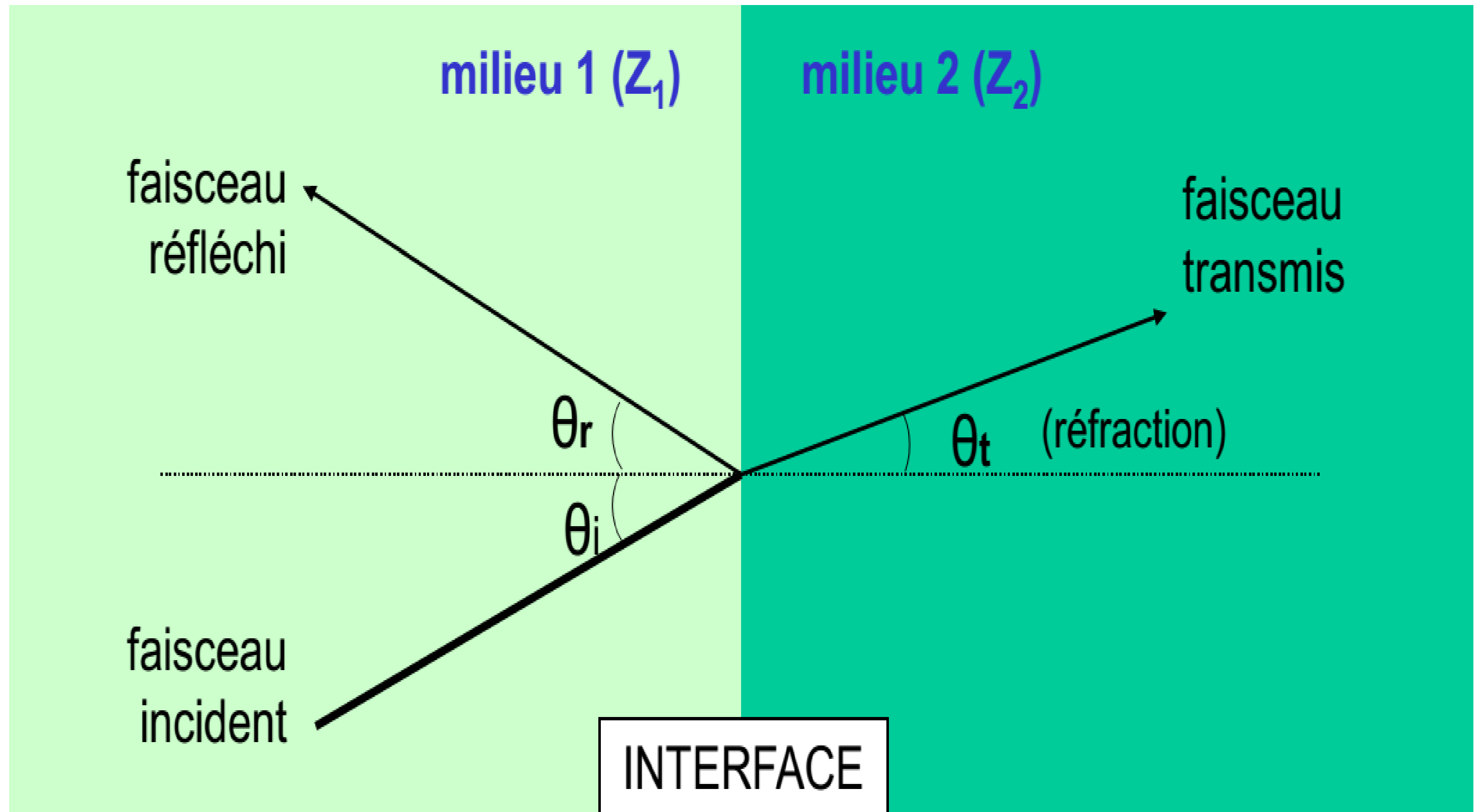
L'importance de la différence des Z

La forme et la taille de l'interface

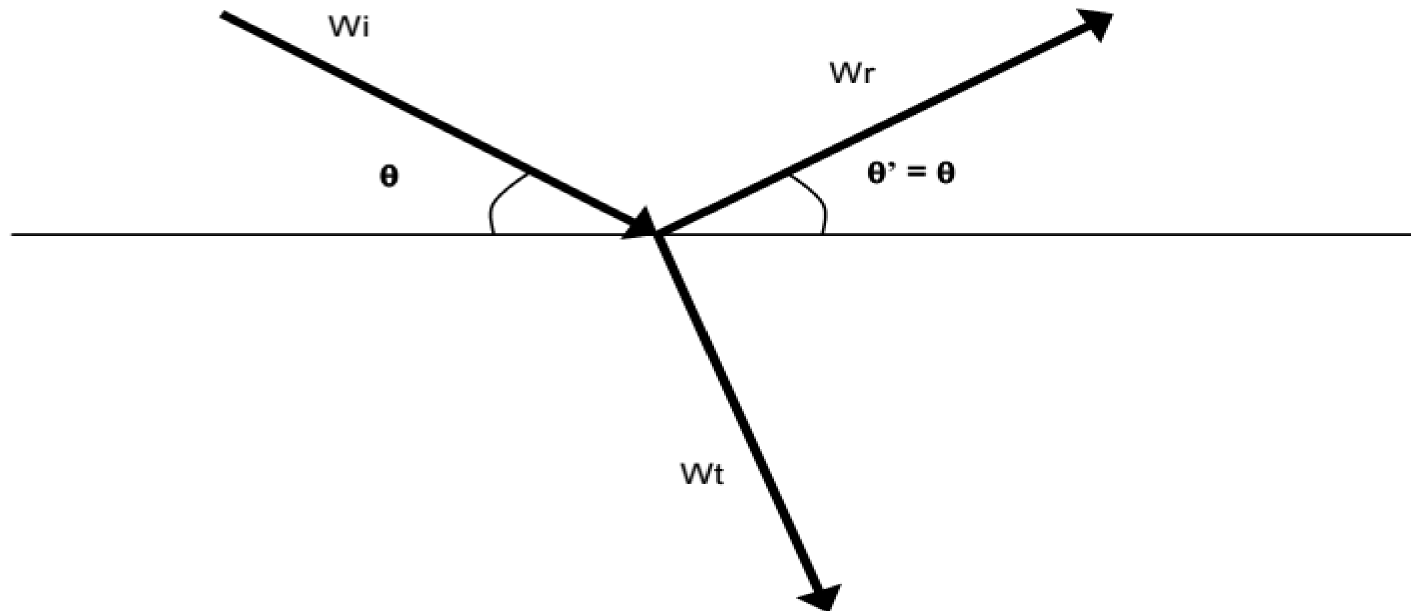
L'orientation du Fx US

Propagation des ondes acoustiques

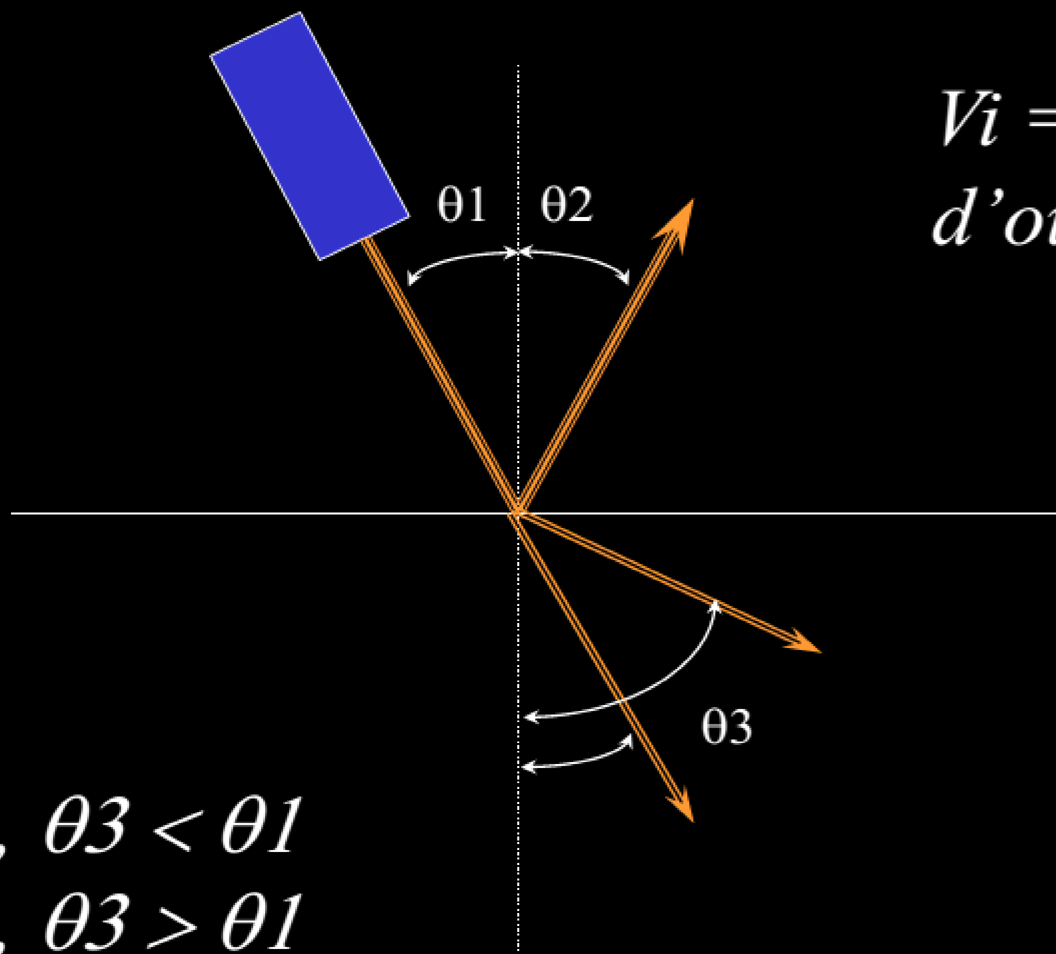
Interface = frontière entre 2 milieux d'impédance différente



Considérons un Fx d'US incident (Wi), l'angle d'incidence est θ. Au niveau de l'interface, une partie du fx US sera réfléchie (Wr), l'autre partie sera transmise au second milieu (Wt) comme illustré par la figure suivante



$$Wi = Wr + Wt$$


Vi = Vr
d'où θ2 = θ1
θ1
θ2
θ3
si Vt > Vi, θ3 < θ1
si Vt < Vi, θ3 > θ1

Atténuation du faisceau US

- **Réflexion :** se produit lorsque le faisceau US rencontre une **interface** dont les dimensions sont supérieures à celles de la longueur d'onde du faisceau.

⇒ En échographie, la détection de la fraction réfléchie (écho) est à l'origine de la formation de l'image.

Propagation des ondes acoustiques

Les ondes sonores obéissent aux lois de l'optique

- sin [angle de réflexion (θ_r)] = sin [angle d'incidence (θ_i)]
- C_2 . sin [angle d'incidence (θ_i)] = C_1 . sin [angle de réfraction (θ_t)]
- **coefficient de réflexion (R)** : fraction d'énergie réfléchie par l'interface. Il est proportionnel à la différence d'impédance entre les 2 milieux.

$$R = \frac{I}{I_0} = \frac{(Z_1-Z_2)^2}{(Z_1+Z_2)^2}$$

(pour un angle d'incidence proche de 90°)

Exemples de coefficients de réflexion R

Air	0,999			
Graisse	0,008	0,999		
Eau	0,002	0,999	0,002	
Os	0,294	≈ 1	0,363	0,326
	Muscle	Air	Graisse	Eau

pour r = 0, abs de réflexion

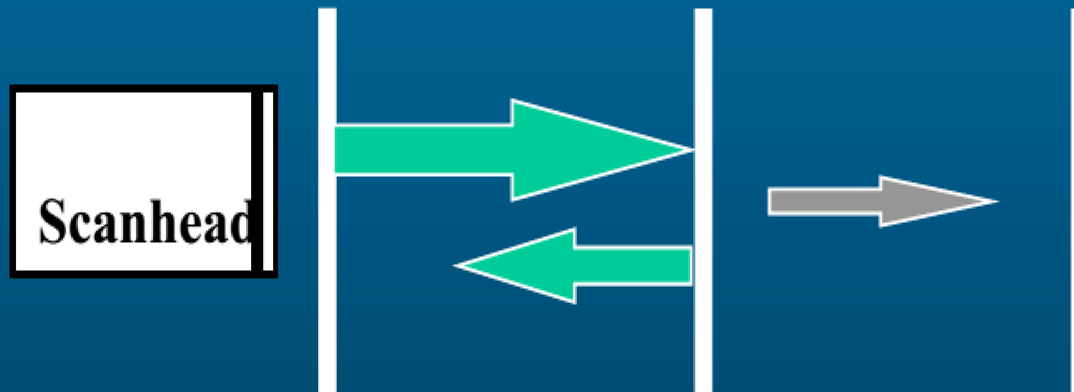
pour r => 1, réflexion max.

- Example 2:

At a “muscle-liver” interface, Z_1 = 1.70 and Z_2=1.65 (both multiplied by 10^{-4} with units kg/(m^2sec).

$$\alpha_R = \frac{(1.70-1.65)^2}{(1.70+1.65)^2} = 0.015$$

$$\alpha_T = \frac{4(1.70)(1.65)}{(1.70+1.65)^2} = 0.985$$



En échographie

La première interface que rencontre l'ultrason est l'interface : air / peau. Il s'agit de deux milieux d'impédances acoustiques très différentes, le coefficient de réflexion est très élevé, ainsi pratiquement toute la puissance incidente sera réfléchie.

Cette interface s'oppose à l'usage des US dans l'exploration des structures situées après cette interface. Afin de résoudre ce problème, on interpose entre la sonde d'échographie et la peau un adaptateur d'impédances acoustiques : le gel. Ce dernier doit vérifier une condition :

$$Z_3 = \sqrt{Z_1 \cdot Z_2}$$

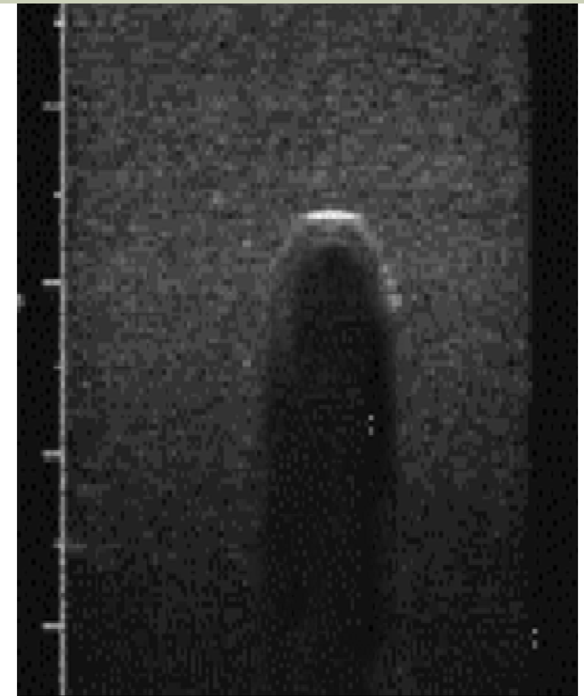
Le gel permet de chasser les bulles d'air interposées dans cette interface en plus de sa fonction d'adaptateur d'impédance acoustique.

Cette solution n'est valable que pour cette interface, pour les autres interfaces : tissu mou / poumon et tissu mou / os, aucune solution ne peut être proposée, ce qui constitue la limite de cette technique d'exploration.

Propagation des ondes acoustiques : application à l'échographie

Lorsque 2 tissus juxtaposés ont une impédance très différente (tissu calcifié ou air / tissu mou), le faisceau est réfléchi en grande partie, à l'origine du phénomène de ***l'ombre acoustique***

L'utilisation d'un gel dont l'impédance acoustique est voisine de celle de la peau améliore la pénétration des US dans l'organisme



Cône d'ombre produit par une bulle d'air dans de l'eau.

Atténuation du faisceau US

- **Absorption :** énergie déposée dans le milieu par le faisceau US (transformation de l'énergie mécanique en chaleur, viscosité…)

Dans un milieu homogène (Z constant) l'intensité du faisceau décroit par absorption selon la relation [dB.cm^{-1}] :

$$I_x = I_0 \, e^{-\alpha x}$$

I_x : intensité du faisceau à la distance x de la source

I_0 : intensité du faisceau à la source

α : coefficient d'absorption, proportionnel au carré de la fréquence US

L'atténuation augmente donc avec :

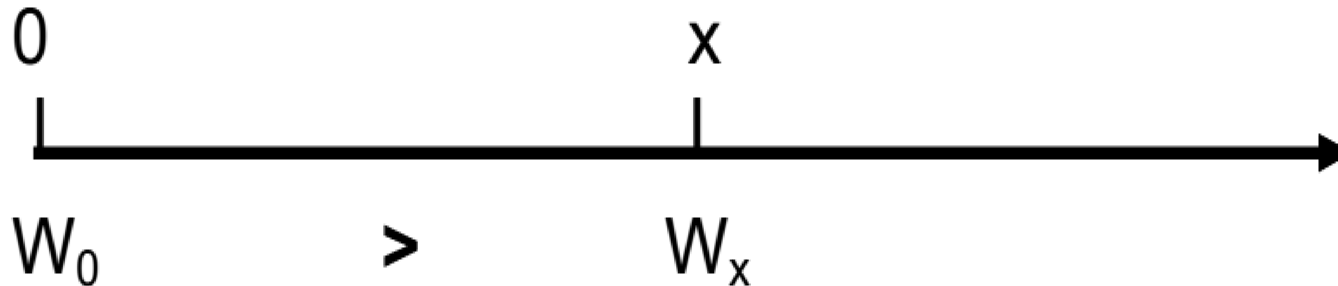
- **la fréquence du faisceau** → les fréquences élevées seront réservées à l'exploration des structures superficielles.
- **l'épaisseur du milieu traversé**

TABLE 19-4 Attenuation Coefficients α for 1-MHz Ultrasound

Material	α (*dB/cm*)	*Material*	α (*dB/cm*)
Blood	0.18	Lung	40
Fat	0.6	Liver	0.9
Muscle (across fibers)	3.3	Brain	0.85
Muscle (along fibers)	1.2	Kidney	1.0
Aqueous and vitreous humor of eye	0.1	Spinal cord	1.0
		Water	0.0022
Lens of eye	2.0	Caster oil	0.95
Skull bone	20	Lucite	2.0

1- absorption des ultrasons dans un milieu homogène

Le milieu traversé absorbe une partie de l'énergie de l'onde. Cette absorption de l'énergie dépend de la viscosité du milieu traversé. La dissipation de l'énergie se fait sous forme de chaleur et conduit donc à une diminution progressive de la puissance acoustique.



La puissance acoustique au point x est donnée par la loi

$$W_x = W_0 . e^{-kx}$$

k : coefficient d'absorption

Le coefficient d'absorption k dépend de la fréquence, $k = \alpha . F^2$

Une augmentation de la fréquence F entraine aune augmentation de l'atténuation et donc une diminution de la profondeur de pénétration.

En résumé :

L'atténuation dépend de deux facteurs : la fréquence du son et de la viscosité du milieu traversé. Si on considère le milieu biologique comme milieu de propagation, le choix de la fréquence est déterminant de la profondeur de pénétration des ultrasons : l'exploration des structures profondes imposent l'usage de fréquences faibles alors que l'exploration des structures superficielle, l'usage des hautes fréquences est également possible. Nous verrons par la suite que le choix de la fréquence est dicté par un compromis entre la profondeur de la structure à explorer (basses fréquences pour les structures profondes) et la résolution de l'image (meilleure avec les hautes fréquences).

A titre d'exemple, l'échographie thyroidienne se fait avec des ultrasons de fréquence 7 à 10 MHz et l'échographie abdominale ne se fait qu'avec des ultrasons dont la fréquente est comprise entre 1 et 3 MHz

Au cours de sa propagation, le signal est, en général, soumis à une atténuation de son amplitude

On aura donc :

$$\alpha x = Ln(a_0/a(x)) \quad \text{et} \quad \beta x = 20 \log(a_0/a(x))$$

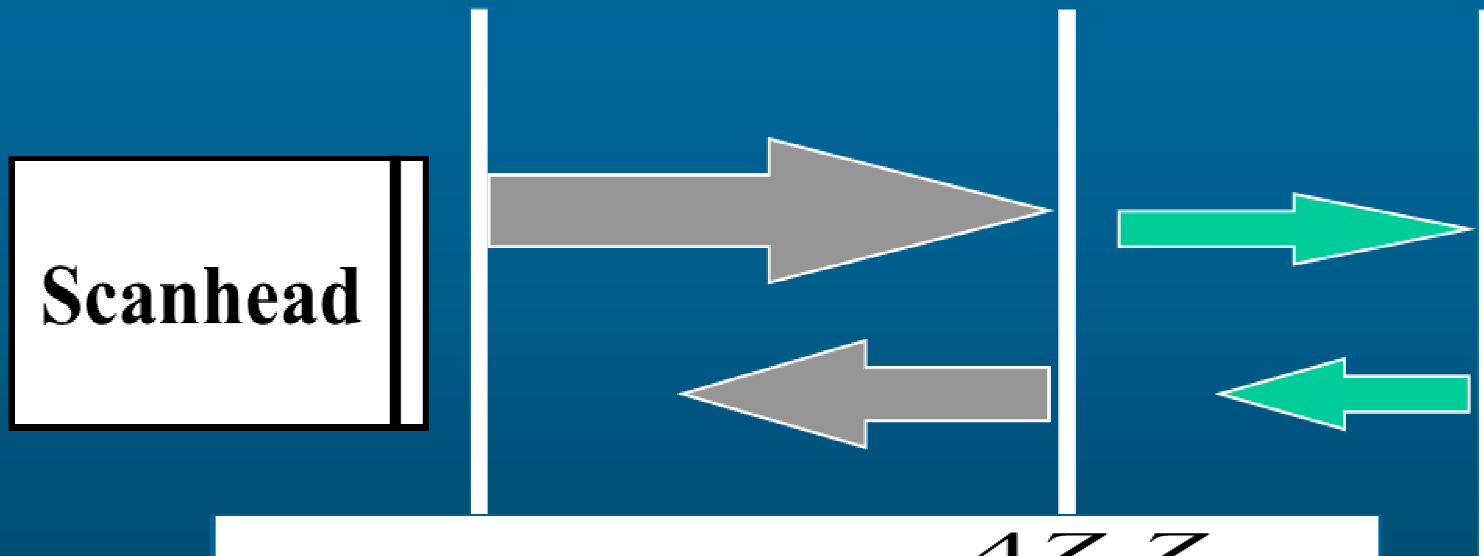
$$\beta \text{ (en dB)} = 8.68\ \alpha \text{ (en N)}$$

Quelques valeurs d'attuénation caractéristiques pour les ondes longitudinales (en dB/m) :

acier	5 à 50
aluminium	1 à 5
eau	1
fonte	20 à 200
laiton	50 à 200
plexiglass	500

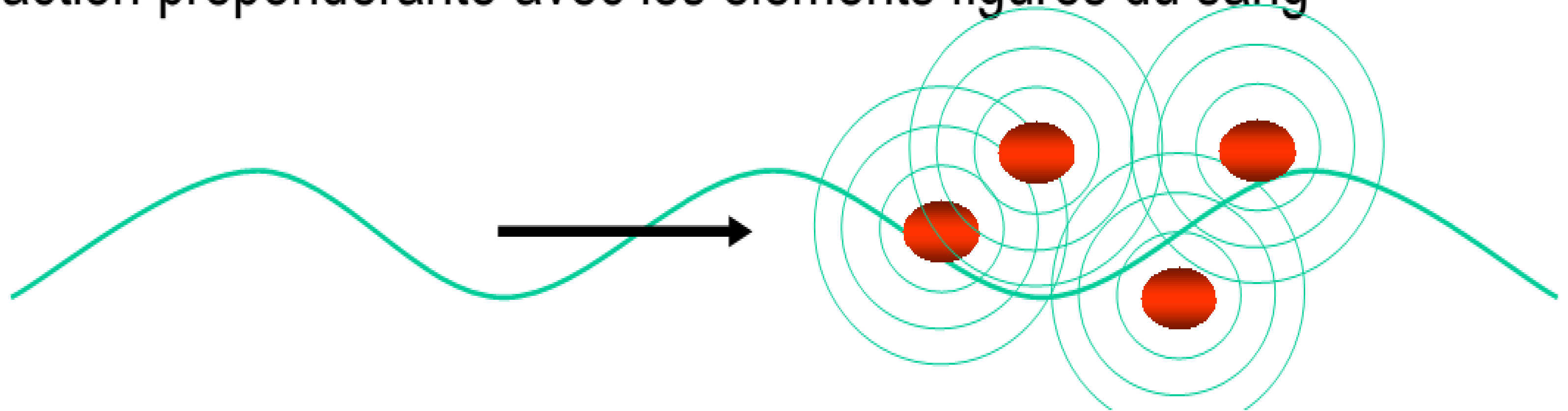
Transmission

- Not all of the sound-wave is reflected, therefore some of the wave continues deeper into the body
- These waves will reflect from deeper tissue structures



$$\alpha_T = 1 - \alpha_R = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

- **Diffusion :** se produit lorsque le faisceau US rencontre une interface dont les dimensions sont très petites devant la longueur d'onde du faisceau (sphère élastique). La sphère se comporte comme une ***source secondaire*** et une fraction minime de l'énergie est réémise dans toutes les directions (à la ***même fréquence que l'onde incidente***). Il s'agit de l'interaction prépondérante avec les éléments figurés du sang



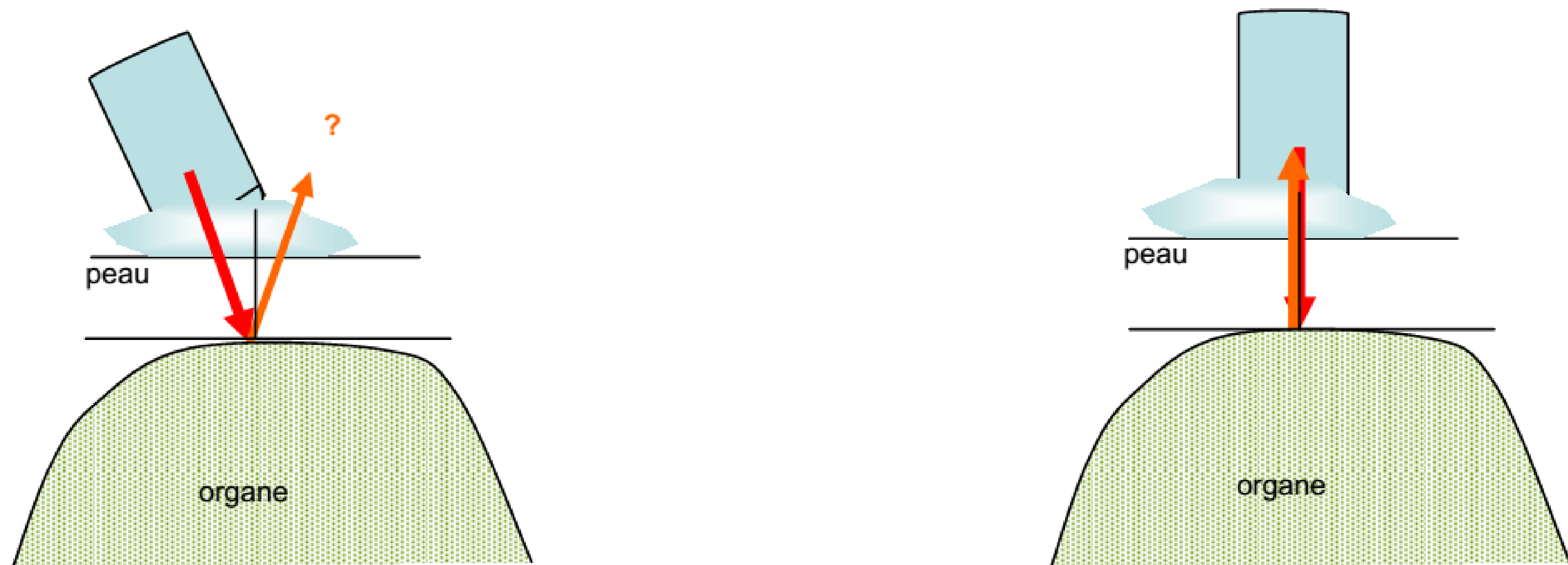
Diffusion :

Si la taille de l'obstacle est très petite par rapport à la longueur d'onde, l'obstacle se comporte comme une source II^{aire} d'ultrasons. C'est le cas des Globules Rouges.

Au total, l'image échographique résulte de la détection de deux types d'ondes d'ultrasons :

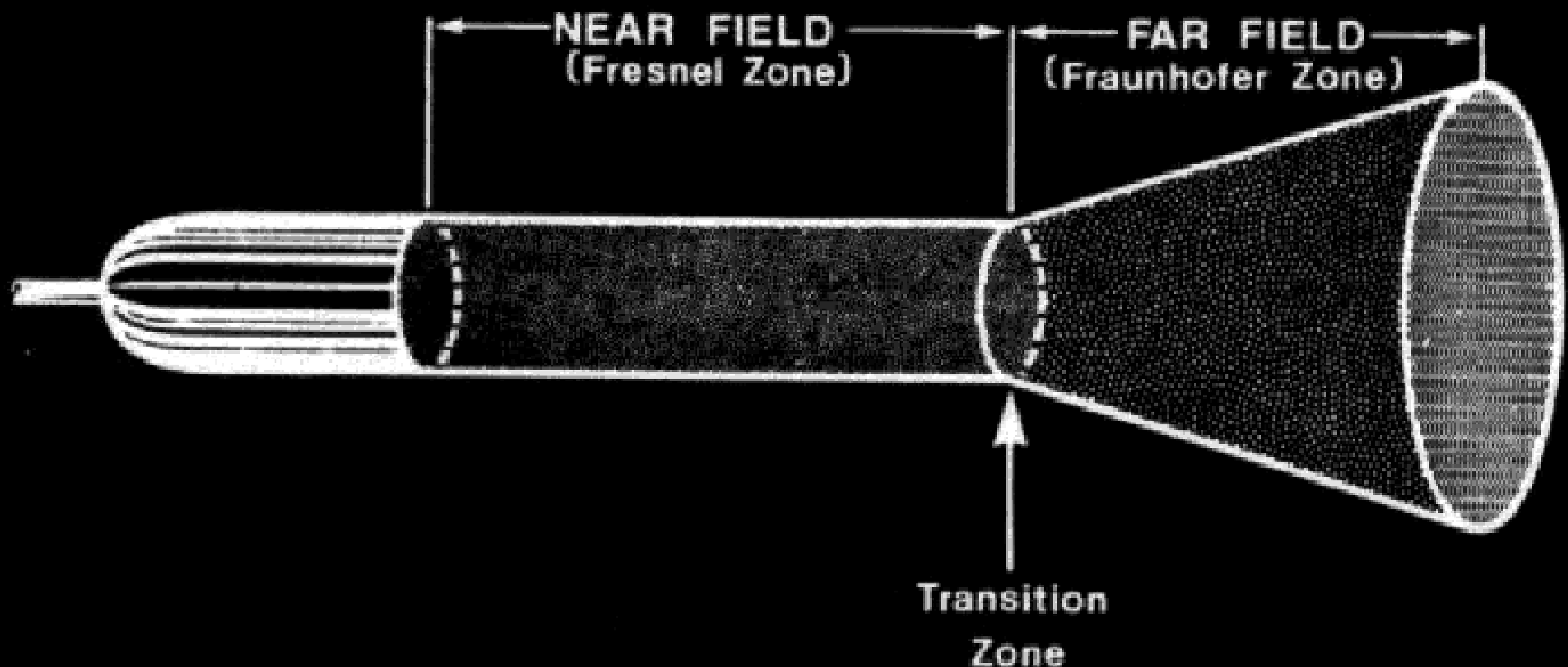
- Les ondes réfléchies au niveau des interfaces
- Les ondes diffusées (étude de la vascularisation des organes+++)

Remarque : Pour voir le contour de l'organe, il faut placer la sonde perpendiculaire à l'interface afin de pouvoir récupérer par la même sonde l'ultrason réfléchi

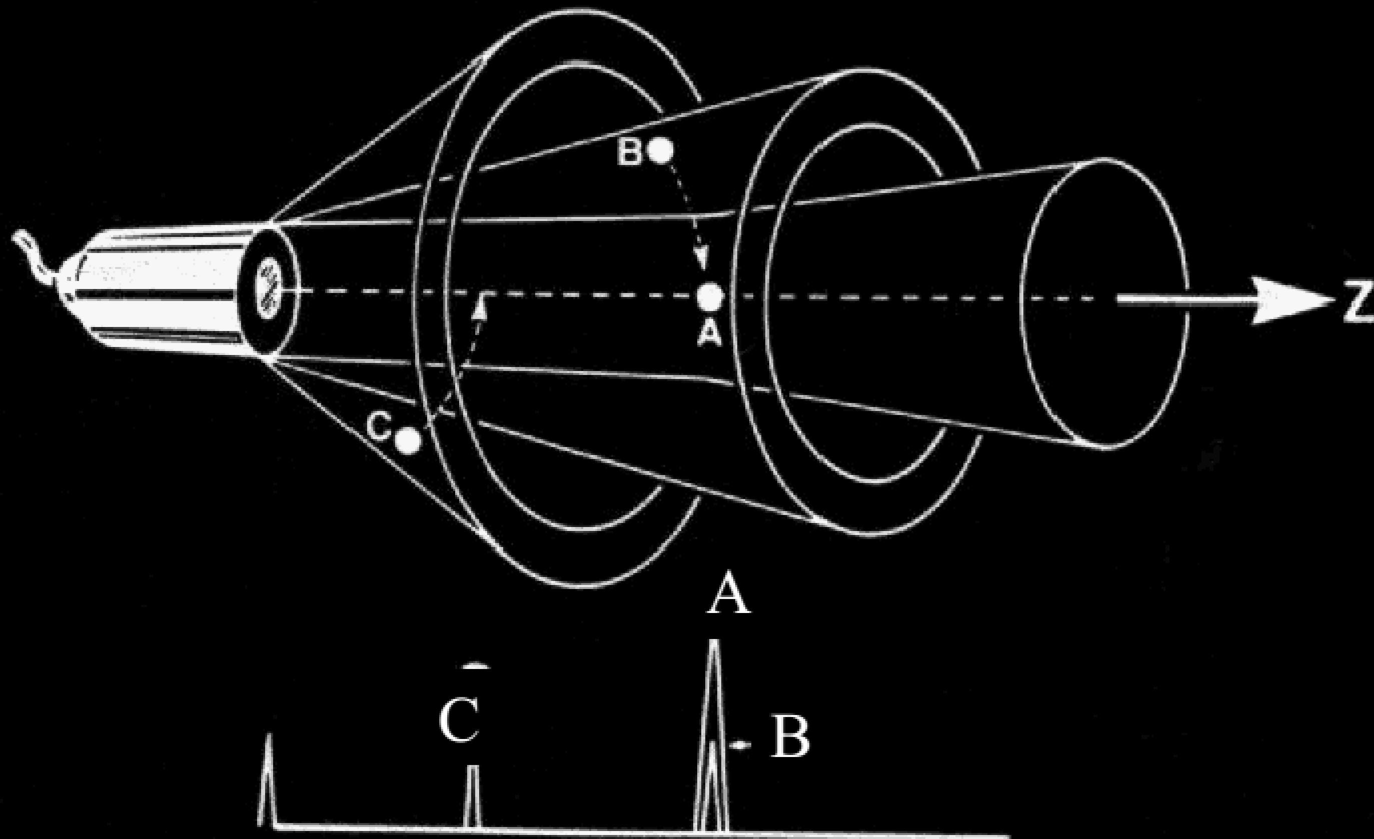


Bases Physiques : faisceau ultrasonore

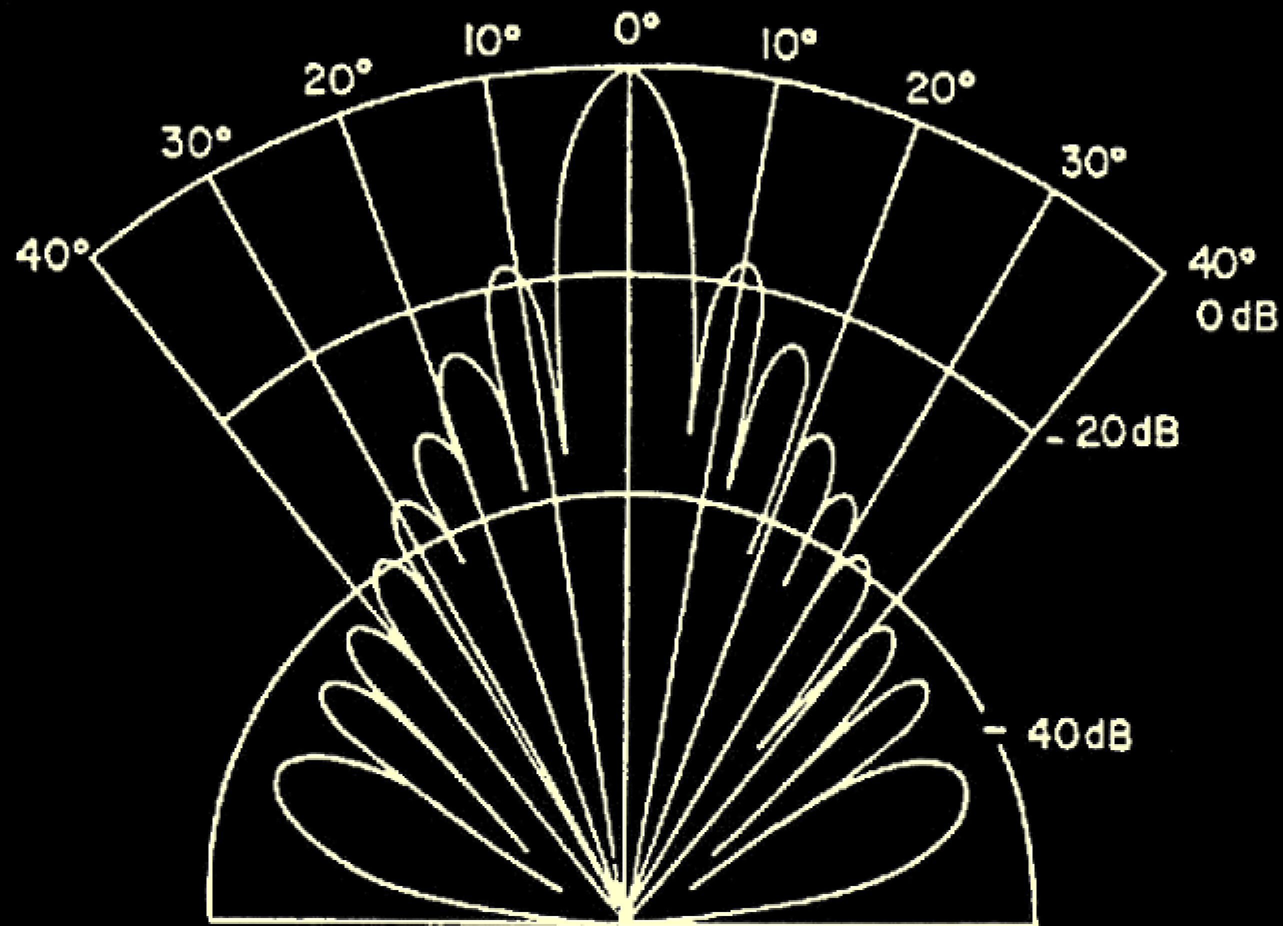
- Morphologie

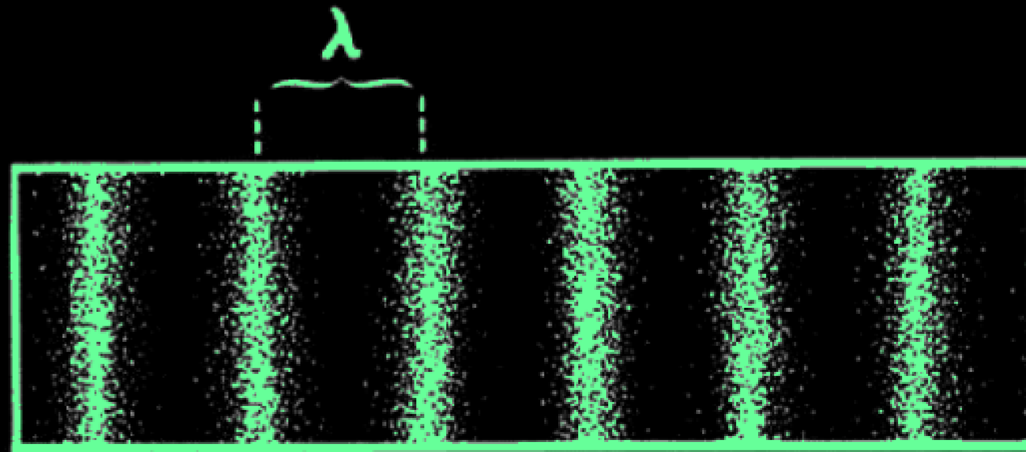


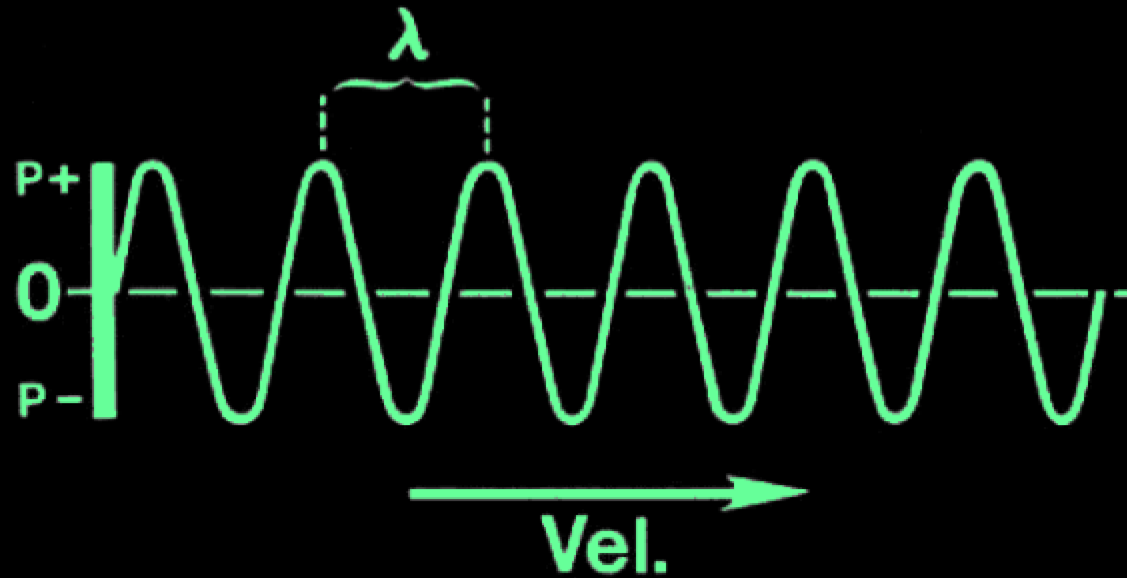
- Distribution de l’énergie



- Distribution de l'énergie




3A
λ


3B
λ
P+
0
P−
Vel.